

Aus dem Zahnärztlichen Institut
der Universität Zürich
Abteilung für Prothetik I

Vorstand a.i. (1978-1981): Prof. Dr. med. dent. P. Schärer, MS

Arbeit unter der Leitung von Dr. M. Kundert

Erprobung einer cinefluoroskopischen Methode zur Untersuchung des Verhaltens totaler Prothesen unter Kaubelastung

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde
der Zahnmedizin

der

MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT ZÜRICH

vorgelegt von

MARKUS WERNER STOCKER
von Zürich und Büron, LU

Genehmigt auf Antrag von
Prof. Dr. med. dent. P. Schärer, MS

Zürich 1982

ADAG Administration & Druck AG

Aus dem Zahnärztlichen Institut
der Universität Zürich
Abteilung für Prothetik I

Vorstand a.i. (1978-1981): Prof. Dr. med. dent. P. Schärer, MS

Arbeit unter der Leitung von Dr. M. Kundert

Erprobung einer cinefluoroskopischen Methode zur Untersuchung des Verhaltens totaler Prothesen unter Kaubelastung

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde
der Zahnmedizin
der

MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT ZÜRICH

vorgelegt von
MARKUS WERNER STOCKER
von Zürich und Büron, LU

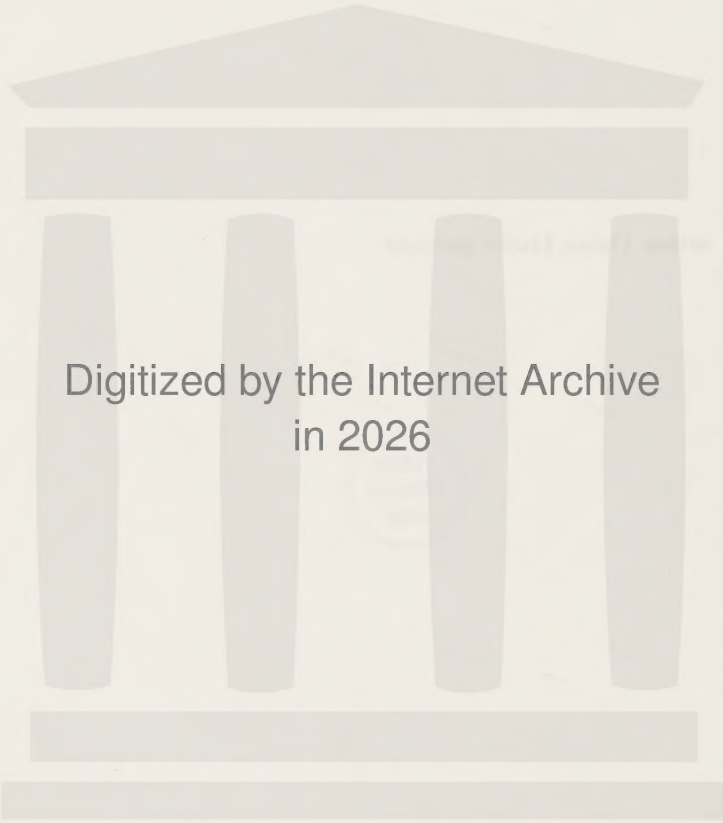
Genehmigt auf Antrag von
Prof. Dr. med. dent. P. Schärer, MS

Zürich 1982

ADAG Administration & Druck AG



Meinen lieben Eltern gewidmet



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Mein Dank gilt:

- Herrn Professor Dr. med. dent. P. Schärer für die Ueberlassung des interessanten Themas
- Herrn Dr. M. Kundert für die Unterstützung bei der Planung und Durchführung dieser Untersuchungen
- Herrn H. Schwarz für die elektronischen Einrichtungen
- Herrn H. Blum für die videotechnischen Einrichtungen
- den Herren Dr. U. Helfenstein, R. Schnieper, H. Bultmann für die grosse Hilfe bei den statistischen Auswertungen
- Frä. M. Walder für die Herstellung der zahlreichen graphischen Darstellungen und Zeichnungen
- Frä. L. Brandenberger für die photographischen Arbeiten
- meiner Freundin Corinne für die umfangreiche Schreibarbeit

INHALTSVERZEICHNIS

- A. Einleitung und Problemstellung
- B. Material und Methode
 - 1. Auswahl der Probanden
 - 2. Methode
 - 2.1. Prothetische Versorgung
 - 2.2. Kauversuche
 - 2.2.1. Prothesen und Schleimhautmarkierung
 - 2.2.2. Erster Kauversuch
 - 2.2.3. Testnahrung
 - 2.2.4. Prothesenumbau
 - 2.2.5. Zweiter Kauversuch
 - 2.3. Apparatur
 - 2.4. Versuchsvorbereitung
 - 2.5. Auswertung
 - 2.5.1. Beobachtungen am Monitor
 - 2.5.2. Quantitative und qualitative Untersuchungen der Prothesenbewegungen
 - 2.5.2.1. Vorstudien
 - 2.5.2.2. Graphische Auswertung
 - 2.5.2.3. Dimensionierung
 - 2.6. Statistische Methoden, Fehlerbestimmung
 - 2.6.1. Aufzeichnung, Dia-Herstellung und Projektion
 - 2.6.2. Kieferüberdeckung und Prothesenbestimmung
 - 2.6.3. Punktbestimmung, Digitizer, Computer
- C. Resultate
 - 1. Anamnese und klinische Befunde
 - 2. Beobachtungen am Monitor
 - 3. Ausmessungen der Prothesenbewegungen mit Computer
 - 4. Fehler
- D. Diskussion
 - 1. Auswahl der Probanden
 - 2. Kauversuche
 - 3. Apparatur
 - 4. Verzerrungen durch den Bildverstärker
 - 5. Auswertung
 - 5.1. Allgemeine Bemerkung zur Auswertung vom Monitor
 - 5.2. Wahl der Kauphasen für die Auswertung
 - 5.3. Computerauswertung
 - 6. Resultate
 - 6.1. Subjektive Äusserungen des Probanden
 - 6.2. Beobachtungen
 - 6.3. Graphische Auswertung
 - 7. Fehler
- E. Schlussfolgerungen
- F. Abbildungen, Tabellen, graphische Darstellungen
- G. Zusammenfassung
- H. Literaturverzeichnis

A. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Aus der Literatur und der klinischen Erfahrung ist bekannt, dass sich Prothesen unter Belastung beim Kauen auf ihrer Unterlage bewegen können. Okklusionsbedingte Faktoren sind dafür verantwortlich gemacht worden (Gerber, 1973). Es wird postuliert, dass Prothesenverschiebungen unter Funktion lokale und generalisierte Veränderungen an der Schleimhaut und beschleunigte Resorption des darunterliegenden Knochens zur Folge haben können (Gerber, 1973).

Prothesenbewegungen während des Kauens sind nur in wenigen Studien untersucht worden. Sie bedienten sich unterschiedlicher Methoden.

Woelfel (1962) brachte die Prothesenbewegung mit Kügelchen zur Darstellung, die mit einem Draht an der Prothesenbasis fixiert waren und während der Aufzeichnung aus dem Munde des Probanden ragten. Die Bewegung dieser Kügelchen wurde extraoral auf Film in der Sagittal- und Frontalebene gleichzeitig aufgezeichnet.

Smith (1963) beschrieb eine radiographische Methode zur Bestimmung der Prothesenbewegung. Er liess seine Probanden kauen und exponierte je 15 Röntgenbilder (10"x12") während drei Sekunden mit einem Schnellwechsel-Automaten nacheinander in der Frontal- und Sagittalebene.

Röntgen-cinefluoroskopische Methoden, erstmals von Hildebrand (1931) für Bewegungsanalyse im zahnärztlichen Bereich beschrieben, benutzte man für die Darstellung von Unterkieferbewegungen (Ardran, 1960, Arnold, 1974, Beyron, 1964, Koivumaa, 1961, Sheppard, 1959, 1962, Svoboda, 1968), Kiefergelenkbewegungen (Berry, 1959, Hielscher, 1961, Isberg-Holm, 1980, Mc Leran, 1967, Lundberg, 1963, Saxby, 1970, 1976) sowie für Kaumuster- und Boluspositionsbestimmungen (Hedegard, 1967, 1970, Jankelson, 1953, Klatsky, 1939, 1940, Lundberg, 1967, Sheppard, 1962, 1964, 1965, Wictorin, 1968).

Mit derartigen Methoden wurden aber auch Prothesenbewegungen dargestellt (Ardran, 1960, Munz, 1957, Rother, 1979, Sheppard 1963).

Mit Ausnahme der Arbeit von Smith, der eine einwandfreie Registrierungsmethode und Auswertung der gewonnenen Bilder präsentierte, sind die vorgestellten Prothesenbewegungsanalysen methodisch unbefriedigend. Bewegungen, die mit mechanischen Mitteln extraoral zur Darstellung gebracht werden, können stark durch die Lippenaktivität beeinflusst werden. Rein deskriptiv beschriebene Prothesenverschiebungen unterliegen dem subjektiven Eindruck des Beobachters. Cinefluoroskopische Aufzeichnungen sind, soweit aus der Literatur ersichtlich, bisher nie zuverlässig qualitativ und quantitativ ausgewertet worden. Experimentelle Änderungen der Okklusion zur Untersuchung geänderten Verhaltens von Prothesen in Funktion sind bisher ebenfalls nicht durchgeführt worden.

Die vorliegende Arbeit hat deshalb zum Ziel, anhand eines kleinen Probandengutes, okklusionsbedingte Prothesenbewegungen durch Kauversuche cinefluoroskopisch darzustellen und eine Methode zu deren quantitativer Erfassung zu erarbeiten. Dabei soll die Okklusion der Prothesen durch Anfügen eines zusätzlichen Molarenpaares distal der bestehenden Zahnreihe experimentell verändert werden. Beide Okklusionsvarianten sollen auf ihre Stabilität während des Kauens hin geprüft und verglichen werden. Damit soll die Tauglichkeit der cinefluoroskopischen Methode und deren Auswertung für die Darstellung von Prothesenverschiebungen unter Funktion getestet werden.

B. MATERIAL UND METHODE

1. Auswahl der Probanden

Die Untersuchung wurde an fünf Totalprothesenträgern durchgeführt. Alle waren im Studentenkurs oder Assistentenbetrieb der Abteilung Prothetik I des Zahnärztlichen Institutes Zürich prothetisch neu versorgt worden. Ihre Auswahl erfolgte nach dem Kriterium der Auslösbarkeit einer sogenannten Proglissement-Bewegung (Gerber, 1973) der unteren Totalprothese. Die Teilnahme am Versuch war freiwillig. Alle Patienten wurden anamnestisch befragt und klinisch untersucht. Die Alters- und Geschlechtsverteilung sowie weitere Angaben sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

2. Methode

2.1. Prothetische Versorgung

Die Probanden wurden nach den Richtlinien der Zürcher Schule (Gerber, 1973) totalprothetisch versorgt. Nach einer Inkorporationszeit von durchschnittlich 3-4 Wochen wurden sie für den ersten Kauversuch aufgebeten.

2.2. Kauversuche

2.2.1. Prothesen und Schleimhautmarkierung

Ober- und Unterkieferprothesen wurden für die röntgenologischen Untersuchungen markiert. Dazu wurde im rechten Seitenzahnggebiet und in der Front ein 0,5 mm dicker und 10,0 mm langer Lötzinndraht in die Prothesenbasis einpolimerisiert (Abb. 1,2).

Zusätzlich wurde zur besseren Sichtbarkeit im Monitorbild die Mukosa im Unterkiefer mit einer Zinnfolie von 0,3 mm Dicke und 10,0 mm Länge markiert. Die Folie wurde auf der rechten Seite in der Molarengegend mit Histoacryl^R auf die getrocknete, unverschiebliche Alveolarmukosa geklebt. Eine kompensatorische Entlastung auf der Protheseninnenseite erwies sich als überflüssig (Abb. 3).

2.2.2. Erster Kauversuch

Vor dem Kauversuch wurde der Proband angewiesen, auf der rechten Seite in gewohnter Weise zu kauen. Während des Kauens wurde der Kieferbereich durchleuchtet und das Durchleuchtungsbild simultan auf Videotape aufgezeichnet. Mindestens 20 Kauschläge wurden registriert, ebenso der Schluckakt. Danach wurde der Patient aufgefordert, in maximaler Interkuspidation zusammenzubissen, um die Ausgangslage (=Referenzlage) der Prothesen auf den Kiefern festzuhalten. Zwei Kauversuche wurden in derselben Sitzung durchgeführt.

2.2.3. Testnahrung

Als Testnahrung wurde Vollkornbrot verwendet, das vor dem Backen mit ca. 30% Barium-Sulfat versetzt worden war (Hedegard, 1967). Es mussten ca. 1 ccm grosse, vorbereitete Stücke gekaut werden, die bewusst aus dem Rindenbereich entnommen wurden und demzufolge relativ hart und zäh waren.

2.2.4. Prothesenumbau

Nach den ersten Aufzeichnungen wurden die Prothesen auf die ursprünglichen Arbeitsmodelle im entsprechenden Artikulator zurückgegeben. Ungeachtet der gewählten Aufstellung wurde distal der letzten Kaueinheiten beidseits je ein zweites Molarenpaar (Siebner) desselben Zahnfabrikates (Condyliform-Seitenzähne) angefügt und auf Zentrik und Artikulation eingeschliffen (Abb. 4,5).

2.2.5. Zweiter Kauversuch

Nach einer 14-tägigen Adaptationsphase an die neue okklusale Situation wurde der Proband erneut für einen Kauversuch aufgeboten. Es wurde abgeklärt, ob sich die Prothesenstabilität beim Essen oder Sprechen subjektiv verändert hatte. Klinisch wurde untersucht, ob bedingt durch die neue okklusale Situation Druckstellen aufgetreten waren. Der zweite Kauversuch wurde nach demselben Standardprogramm unter sonst identischen Bedingungen durchgeführt.

Nach Abschluss der Aufzeichnung wurden die zusätzlich aufgestellten künstlichen Molaren wieder entfernt.

2.3. Apparatur

Für die cinefluoroskopischen Aufnahmen kam ein Röntgen-Bildverstärker* zum Einsatz, der schon verschiedentlich beschrieben worden ist (Berry, 1956, Campbell, 1960, Egli, 1969, Ernst, 1967, Kundert, 1980, Lundberg, 1963, Palla, 1976, Pasler, 1981, Rother, 1979), (Abb. 6,7).

Als Strahlungsquelle diente eine Röntgenröhre mit Festanode und einem Brennfleck von 0,6x0,6 mm für die Durchleuchtung.

Die Durchleuchtungsspannung kann von 45-90 kV in Stufen variiert werden.

Die Stromstärke lässt sich von 0,3-3 mA stufenlos einstellen.

Ein Langtubus (Modifikation der Originalversion) dient der zusätzlichen Strahlenbündelung (Palla, 1976).

Der Bildverstärker ist eine Kombination von zwei hintereinander geschalteten Geräten, nämlich der Bildverstärkerröhre mit einem Eingangsleuchtschirm von 6 Zoll Durchmesser und der Videokamera (Typ: Vidikon) für die Fernsehkette.

Im Gegensatz zur üblichen Bildaufzeichnung ab Bildverstärker mit photographischen Mitteln (Film), wurde in dieser Studie die Bewegungen mit einer Fernsehkamera (Vidikon) und mit elektromagnetischer Bandspeicherung aufgezeichnet. Das Vidikon zeichnet sich durch eine höhere Lichtempfindlichkeit aus als andere Kameratypen und benötigt für gleiche Bildqualität kleinere Röntgendosen. Bei schnellen Bewegungsabläufen macht sich ein Nachzeichnen (Fahnen) bemerkbar. Die gesamte Videoanlage arbeitet nach der CCIR-Norm (Bildfrequenz 50, Horizontalfrequenz 625, Auflösung 6,5 MHz, die durch das Aufzeichnungsgerät begrenzt sind).

Als Kontrollmonitor diente ein Linienmonitor**, der sich durch geringe Randverzerrungen bei maximalem Kontrast auszeichnet.

Die Aufzeichnung erfolgte mit einem 4-Kopf-Aufnahmegerät*** in Schrägspur, auf 1 Zoll Magnetband. Die aufgezeichneten Frequenzen konnten über den Monitor abgespielt werden. Es war Einzelbildschaltung möglich, mit welcher stehende Bilder ausgewertet werden konnten (Abb. 6,7).

Röntgenröhre und Bildverstärker sind zu Sicherstellung orthoradialer Aufzeichnungen mit einem C-Bogen fest miteinander verbunden. Der Abstand vom

*) Philips BV 20 S **) Shibaden VM 502 ***) Grundig BK 401

Röntgen-Fokus zum Eingangsschirm beträgt 70 cm. Die ganze Apparatur ist mit einem Stativ* an der Decke fixiert (Modifikation der Originalversion). Das Stativ lässt die translatorischen Bewegungen der Röntgen-Bildverstärker-Einheit in drei und die Rotation in zwei Freiheitsgraden zu (Egli, 1969), (Abb. 6,7).

2.4. Versuchsvorbereitung

Für die Versuche sass der Proband aufrecht auf einem zahnärztlichen Behandlungsstuhl. Mit Hilfe eines Lichtfadenkreuzes, das mit einem Projektor auf das Gesicht des Probanden projiziert wurde, wurde die Camper-Ebene des Kopfes parallel zu den Ebenen des Raumes gerichtet (Fröhlich, 1967).

Der Schädel wurde mit einer Kopfstütze und mit einem daran angebrachten Cephalostaten so in Position gehalten, dass er sich während des Kauens möglichst wenig bewegte. Der Cephalostat fixierte das Nasion und war zusätzlich mit einer linken und rechten Stirn-Schlafen-Auflage versehen, um die transversalen Kopfbewegungen einzuschränken (Abb. 8).

Alle Kauversuche wurden ausschliesslich in seitlicher Ansicht aufgezeichnet. Die Kauversuche erfolgten rechts, der Bildverstärker wurde auf die Kau-seite ausgerichtet, so dass diese während den Kauzyklen möglichst bildverstärkernahe und verzerrungsfrei abgebildet werden konnte.

Die Röntgenbildverstärkereinheit wurde mit Hilfe von Winkelgradskalen am Gerät so ausgerichtet, dass der Zentralstrahl senkrecht zur Sagittalebene des Kopfes stand.

Da mit dem Bildverstärker lediglich ein Ausschnitt von 13 cm Durchmesser erfasst werden kann, musste man sich vor allem auf die Darstellung des Kieferbereiches in Funktion beschränken. Die Kinnspitze blieb während der ganzen Aufzeichnung sichtbar. In den meisten Fällen konnte der ganze Oberkiefer mit Anteilen des Sinus maxillaris dargestellt werden.

Die Durchleuchtungsspannung wurde individuell am Monitor bestimmt. Sie schwankte zwischen 70-90 kV. Der Durchleuchtungsstrom blieb mit 3,0 mAs konstant.

Die Helligkeit des Bildes konnte mittels Kontrastregler variiert werden. Um ein Durchschlagen der Strahlung im Bereich der vorderen Gesichtsanteile und damit ein Ueberblenden der Prothesenmarkierungen zu vermeiden, musste die

*) Philips DS 64

Strahlung für diesen Bereich abgeschwächt werden. Dies wurde mit einer 0,3 mm dicken Zinnfolie erzielt, die gegen dorsal in zwei Stufen (0,06, 0,03 mm dick) auslief und dem Gesichtsprofil grob angepasst war. Diese Blende wurde vor den Bildverstärker montiert. Auf diese Weise blieben die Markierungen auch während rascher Bewegungsabläufe des Unterkiefers erkennbar. Die einzelnen Kauversuche wurden mit einem röntgenopaken Zahlen-Buchstaben-Code durch Einblendung auf dem Bildverstärkerbild gekennzeichnet. Nach Ausrichten des Kopfes des Probanden im Raum und der Einstellung der Apparatur wurden die Kauversuche, wie unter Ziffer B.2.2.2. beschrieben, durchgeführt.

2.5. Auswertung

2.5.1. Beobachtungen am Monitor

Die aufgezeichneten Kausequenzen wurden über den Monitor mehrmals abgespielt. Ein einzelner Untersucher (MS) beobachtete dabei das Verhalten der beiden Prothesen während des Kauens. Die Bolus-Position wurde bestimmt, ebenso die Zeit für 20 Kauschläge. Der zeitliche Durchschnitt pro Kauschlag wurde errechnet.

2.5.2. Quantitative und qualitative Untersuchungen der Prothesenbewegungen

2.5.2.1. Vorstudien

Eine Bild-für-Bild-Analyse direkt ab Monitor wurde versuchsweise durchgeführt. Klarsichtfolien mit schematischen Knochenkonturen wurden dazu direkt auf den Bildschirm gelegt. Die Position der Prothesen konnte darauf eingezeichnet werden. Es entstanden aber Parallaxenfehler, da das Fernsehbild an der Innenwand der Bildschirmröhre entsteht und sich ungefähr 10 mm Glas zwischen dem Bild und der Zeichnungsfläche befindet.

Es war zudem mit dem Aufzeichnungsgerät nicht möglich, die identischen Bandstellen wieder aufzufinden, um die Zeichnungen nachzuprüfen.

Auf das Umkopieren der gespeicherten Videosequenzen auf Film zur Umgehung dieser Schwierigkeiten (Arriflex 16 mm, 25 Bilder/sec.) musste verzichtet werden, da durch das grobe Korn des 16 mm Films eine beträchtliche Einbusse der Bildqualität resultierte.

2.5.2.2. Graphische Auswertung

Entsprechend der Zielsetzung wurden zur methodischen Auswertung von Prothesenbewegungen diejenigen Phasen eines Kauzyklus vom ersten Zahnkontakt bis zum maximalen Kieferschluss aus den Aufzeichnungen ausgelesen (Abb. 24,25). Von diesen Phasen wurden ab Monitor Diapositive unter standardisierten Bedingungen hergestellt. Die entsprechenden Bandstellen wurden aufgesucht und photographiert. Nur jene Kauzyklen wurden aufgenommen, bei denen Zahnkontakt auftrat. Meistens waren dies die Kauschläge gegen Schluss des Versuches, wenn der Bolus genügend zerkleinert worden war (Jankelson, 1953). Fünf aufeinanderfolgende Kauzyklen wurden photographiert. Ein Dia mit den Prothesen in maximaler Interkuspitation und ohne Bolus diente als Referenz für die Ausgangslage der Prothesen.

Zur Auswertung wurden die Dias mit einem Dia-Projektor über einen Umlenkspiegel auf eine Computer-Arbeitsfläche projiziert (Abb. 9).

Vom projizierten Referenzdia wurde pro Kiefer eine schematische Kieferzeichnung angefertigt, die als Schablone weiter verwendet wurde (Abb. 10, 11). Auf diese Schablone konnte ein Koordinatensystem eingezeichnet werden, das durch die Punkte $x=0, y=0$ / $x=10, y=0$ definiert war. Mit dieser Schablone konnte das Koordinatensystem auf alle Dias eines Kauversuchs identisch übertragen werden, indem die schematische Kieferzeichnung bestmöglich mit der Kontur des projizierten Kiefers zur Deckung gebracht wurde. Dieser Schritt musste für den Ober- bzw. Unterkiefer getrennt durchgeführt werden. Das bezeichnete Koordinatensystem entsprach in vivo einem liegenden Rechteck von 10x6 mm. Für jeden Kauversuch war die Anfertigung neuer Schablonen notwendig.

Eine zweite Schablone wurde für die obere bzw. untere Prothese hergestellt, die beide Prothesenmarken und die Zähne erfasste. Die anteriore Prothesenmarke wurde als Punkt definiert. Anhand dieses Punktes konnte die Prothesenbewegung bestimmt werden, indem die zweite Schablone, die ebenfalls für jeden Kauversuch neu angefertigt wurde, mit den projizierten Prothesenkonturen zur Deckung gebracht wurde. Nachdem mit der ersten Schablone das Koordinatensystem definiert war, konnte mit der zweiten Schablone der anteriore Prothesenpunkt im Koordinatensystem festgelegt werden (Abb. 12).

Nach einer Kieferüberdeckung mit der ersten Schablone folgten drei Prothesenlagebestimmung mit der zweiten Schablone. Bei jedem Diapositiv wurden die Kiefer je dreimal überdeckt. Daraus resultierten neun Beobachtungen der anterioren Marke für eine Prothese. Aus diesen neun Punkten wurde der arithmetische Mittelpunkt errechnet.

Nicht deckungsgleiche Mittelpunkte im Koordinatensystem von zwei Bildauswertungen (erster Zahnkontakt und Schlussbiss) bedeuteten, dass die Prothese auf den zwei Bildern nicht identisch auf dem Kiefer gelegen hatte, und stellten eine Verschiebung des Zahnersatzes auf der Unterlage dar. Die beiden Mittelpunkte wurden miteinander verbunden und die Verschiebung als Differenz-Vektor (=Differenz der Mittelpunkte), der in Grösse und Richtung definiert war, ausgedrückt (graph. Darstellung 21).

Es wurde auch die Prothesenlage auf dem Referenzdia bestimmt, um die Referenzlage der Prothesen im Koordinatensystem festzulegen.

Diese Kiefer- und Prothesenbestimmungen wurden mit einem Klein-Computer* mit angeschlossenem Digitizer (Planimeter), Printer und Monitor durchgeführt. Die Dias wurden auf den Digitizer projiziert. Dieser war in der Lage, Punkte, die mit einem speziellen Markierstift bezeichnet wurden, auf seiner Arbeitsfläche zu erkennen, und deren Positionen in digitaler Form dem Computer zu übermitteln.

Mit der Kieferüberdeckung konnte das Koordinatensystem auf den Digitizer übertragen werden. Die Prothesenüberdeckung ermöglichte die Eintragung der anterioren Prothesenmarke in das bestimmte Koordinatensystem. Der Computer rechnete die Digitizerwerte um und brachte die bestimmten Punkte im gewünschten Koordinatensystem auf den Monitor zur Darstellung.

Der Printer druckte die x/y-Werte der neun Prothesenbestimmungen aus. Gleichzeitig wurden der arithmetische Mittelpunkt und Komponenten für die statistische Auswertung errechnet.

2.5.2.3. Dimensionierung

Der Vergrößerungsfaktor der Projektion konnte mit den exakt dimensionierten Prothesen- und Schleimhautmarken errechnet werden. Damit wurde auch die Grössen-Einheit des Koordinatensystems festgelegt. Die im Verhältnis 3:1 vergrösserte Darstellung erwies sich für die Auswertung als vorteilhaft.

*) Apple II

2.6. Statistische Methoden, Fehlerbestimmung

2.6.1. Aufzeichnung, Dia-Herstellung und Projektion

Bedeutende Verzerrungsfehler, bedingt durch das optische und elektronenoptische System des Bildverstärkers, konnten festgestellt werden. Diese Fehler wirkten sich aber nicht auf das Resultat der Studie aus, da alle Versuche unter denselben standardisierten Bedingungen durchgeführt wurden. Die Dia-Herstellung und Projektion war standardisiert und wurde bei der gesamten Auswertung nicht verändert.

2.6.2. Kieferüberdeckung und Prothesenlagebestimmung

Die identische Ueberdeckung der relativ unscharf konturierten Kiefer und Prothesen in den aufeinanderfolgenden Bildern stellte gewisse Probleme, was mehrmalige Wiederholungen dieser Bestimmungen erforderte (graph. Darstellung 21). Die Ungenauigkeit des gebildeten Differenzvektors wurde als zweidimensionales Problem behandelt. Deshalb wurde nicht ein Vertrauensintervall, sondern eine Vertrauensellipse (95%) für den Vektor berechnet. Die Vertrauensellipse ist so definiert, dass der wahre, unbekannte Differenzvektor im Mittel zu 95% überdeckt wird (graph. Darstellung 22).

Dimension und Lage der Ellipse errechneten sich aus der Anzahl Beobachtungen N_1 und N_2 (in dieser Studie war $N_1=N_2$), aus dem tabellarischen Wert F und aus der gepoolten Kovarianzmatrix S , die aus der Produktmomentenmatrix beider Punktgruppen gebildet wurde. F ist die Konstante für das Konfidenzintervall und beinhaltet die Anzahl Freiheitsgrade (p, N_1+N_2-p-1) und den Prozentsatz (95%) für den Vertrauensbereich.

N entsprach den drei Kieferüberdeckungen.

Die Ellipse wurde nach folgender Formel berechnet:

$$(\bar{x}_1 - \bar{x}_2 - d)' S^{-1} (\bar{x}_1 - \bar{x}_2 - d) \leq \frac{N_1 + N_2}{N_1 N_2} \cdot \frac{(N_1 + N_2 - 2)p}{N_1 + N_2 - p - 1} \cdot F_{\alpha; p, N_1 + N_2 - p - 1}$$

Die Vertrauensellipse wurde für jeden Vektor mit dem Computer errechnet. Die Halbachsenwerte wurden pro Kauversuch und für den Ober- und Unterkiefer separat gemittelt. Daraus entstand der Vertrauensbereich, der für die Messung pro Proband, Kauversuch und Kiefer spezifisch war.

Der arithmetische Mittelwert der Halbachsen vermittelt einen Eindruck der Grösse der Ungenauigkeit der Schätzung.

2.6.4. Punktbestimmung, Digitizer, Computer

Mit dem zum Digitizer gehörenden Markierstift konnten die Punkte für das Koordinatensystem und die Prothese bezeichnet werden. Zur exakten Bestimmung dieser Punkte wurden Bohrungen, die dem Durchmesser der Stiftspitze entsprachen, auf den Schablonen angebracht.

Die Präzision der Punktbestimmung und ihrer Berechnung wurde mittels einer dafür hergestellten Messschablone durch eine Serie von je 30 Messversuchen getestet.

In einer ersten Messung erfolgten die Präzisionsbestimmungstests am selben Ort, in der Mitte, des Digitizers.

Bei der zweiten Messung wurden die Punktbezeichnungen über die gesamte Arbeitsfläche des Digitizers verteilt (die Randgebiete des Digitizers wurden getestet), um mögliche Nichtlinearitäten aufzudecken.

C. RESULTATE

1. Anamnese und klinische Befunde

Vor Beginn der ersten Versuche wurde eine Anamnese aufgenommen.

Ein Teil der Ergebnisse sind aus der Tabelle 1 ersichtlich.

Nach dem Einbau der zusätzlichen Molaren wurde eine zweite Anamnese zur Abklärung des geänderten Kaubefindens erhoben. Nur selten konnte ein Proband detaillierte Angaben über das Prothesenverhalten beim Kauen machen; für ihn war lediglich ein besserer, unveränderter oder schlechterer Halt auffällig. Mit der Inspektion der Kieferkämme und der angrenzenden verschieblichen Weichteile wurde nach prothesenbedingten Druckstellen gesucht.

Anamnestische und klinische Befunde der Zweituntersuchung sind in der Tabelle 2 zusammengefasst.

2. Beobachtungen am Monitor

Das Verhalten beider Prothesentypen beim Kauen, die Bolusposition, Kauzykluslänge und Art der Kaubewegungen sind tabellarisch für beide Versuche aufgelistet (Tab. 3,4).

Allgemein wurden grössere Bewegungen der Oberkieferprothesen festgestellt. Die Oberkieferprothese schien beim Öffnen häufig nach unten zu fallen, wobei sie sich gleichzeitig nach posterior verlagerte. Beim Schliessen wurde sie wieder nach anterior und superior in die Ausgangslage gedrückt.

Die Unterkieferprothesen erweckten im allgemeinen den Eindruck, sehr ruhig auf ihren Unterlagen zu liegen. Gelegentlich wurde beobachtet, dass sie bei weiter Mundöffnung distal im Seitenzahngebiet abhoben und nach posterior rutschten. Beim Schliessen erfolgte die Reposition auf den Kieferkamm. Ein Schub der Unterkieferprothese nach anterior konnte beim Kauen nicht festgestellt werden. Die Schlussbissaufnahmen zeigten jeweils ein spaltfreies Anliegen beider Prothesen auf den Kieferkämmen.

Prothesenbewegungen in der terminalen Schliessphase vom ersten Zahnkontakt bis zum Schlussbiss konnten am Monitor nicht beobachtet werden.

Initial wurde vorallem im Prämolarengebiet gekaut. Danach verteilte sich der Bissen über die gesamte Okklusionsfläche, so dass aus dem Bild die genaue Lage des Bolus nicht mehr ersichtlich war.

Die Kauzykluslänge variierte zwischen 0,6 und 0,9 sec. und war eng mit dem individuellen Kauhabitue verbunden (Tab. 3,4).

3. Ausmessung der Prothesenbewegung mit Computer

In den Graphiken (1-20) sind die Prothesenbewegungen als Vektoren im bestimmten Koordinatensystem dargestellt. Ein Vektor stellt die Prothesenbewegung während eines Kauschlages vom ersten Zahnkontakt bis zum Schlussbiss dar. Vektoren, die nach rechts und oben zeigen, entsprechen Prothesenbewegungen nach ventral und kranial. Jeweils fünf Verschiebungsvektoren (einer Prothese, während eines Kauschlages) der ausgewerteten Kauzyklen sind in einer Graphik zusammengefasst. Der ● bedeutet die Referenzlage der Prothese auf dem Kiefer, in maximaler Interkuspidation, nach dem Schluckakt. Aus den Graphiken können keine Regelmässigkeiten, im Sinne von wiederkehrenden, vornehmlich in einer Richtung zeigenden Bewegungstendenzen ersehen werden. Die Vektoren sind in Grösse, Richtung und Lage oft stark verschieden. Auch reziproke Bewegungen der Oberkiefer- bzw. Unterkieferprothese, die sich beim Kauen gegenseitig beeinflussen können, lassen sich nicht mit Sicherheit feststellen.

Die Prothesenbewegungen waren in nur 3% aller Messungen grösser als 1 mm (Tab. 2). Im Durchschnitt lagen sie im Bereich von 0,35 mm. Die Referenzlage der Prothese war, verglichen mit dem Bereich, wo die Bewegungen während des Kauens hauptsächlich auftraten, stark verschieden unter den Probanden. Es kann gesagt werden, dass die Bewegungen der Oberkieferprothese z.T. deutlich oberhalb der Ausgangslage stattfanden, während sich die Untere um die Ausgangsposition bewegten.

Die beschriebene Umgestaltung der Okklusion vermochte weder die Lage der Prothesen noch die Richtung und Ausmass ihrer Bewegung während des Kauens in typischer Weise zu verändern.

4. Fehler

Die graphische Darstellung 21 zeigt die grosse Streuung der einzelnen Beobachtungen für die Prothesenpunktbestimmung in beiden Diapositiven. Der Vertrauensbereich für den gebildeten Differenzvektor ist in der graphischen Darstellung 22 abgebildet. Daraus geht hervor, dass die Ellipse den Nullpunkt des Vektors überdeckt. Das bedeutet, dass die Messung nichts aussagend ist. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass keine Bewegung stattgefunden hat.

Die für jeden Vektor errechneten Vertrauensellipsen sind mit ihren Halbachsen in Tabelle 6 aufgeführt. Die fünf Halbachsenwerte der einzelnen Graphiken wurden gemittelt und unter den graphischen Darstellungen separat aufgeführt. Die Durchschnittsellipsen waren z.T. so gross, dass nur die halben Halbachsen eingezeichnet wurden.

$\frac{1}{2} \text{ LH}$ = die Hälfte der langen Halbachse (= grosse Halbachse)

$\frac{1}{2} \text{ kH}$ = die Hälfte der kurzen Halbachse (= kleine Halbachse)

Der Fehler, bedingt durch die Computerhardware (=Punktbestimmung auf dem Digitizer), ist in der untenstehenden Tabelle angegeben. Daraus geht hervor, dass die Standardabweichung im Zentrum des Digitizers etwas kleiner ist als im Randbereich.

	Standard- abweichung	Standard- fehler
Im Zentrum des Digitizers x	.18	.033
y	.21	.038
Im Randbereich des Digitizers x	.24	.044
y	.24	.044

D. DISKUSSION

1. Auswahl der Probanden

An fünf Probanden wurde versucht, okklusionsbedingte Prothesenbewegungen unter Kaufunktion darzustellen. Die Auswahl wurde willkürlich getroffen, ohne gewisse Kieferformen speziell zu berücksichtigen.

Die inhomogene und zahlenmässig kleine Patientengruppe diente in erster Linie der Erprobung der experimentellen Methodik.

2. Kauversuche

Es wurde angestrebt, jeden Probanden möglichst natürlich kauen zu lassen. Die Kopfstütze mit dem daran fixierten Cephalostaten war für die radiographische Darstellung allerdings unumgänglich, da dies die einzige Möglichkeit war, die geringen Kopfbewegungen, die sich in einer Bewegungsunschärfe und in der stetigen Aenderung der Projektionsrichtung der Aufnahmen äusserten, zu reduzieren. Eine absolute Fixierung des Schädels konnte nicht erzielt werden. Diese Massnahme wurde in verschiedenen zitierten cinefluoroskopischen Arbeiten getroffen (Arnold, 1974, Hedegard, 1970, Koivumaa, 1961, Smith, 1963).

Als Testnahrung wurde Brot gewählt, da dieses ohne grosse Schwierigkeiten radioopak markiert werden konnte. Die Rindenpartien waren anfangs zäh und hart, zerfielen aber nach 3-4 Kauzyklen und verteilten sich krümelig über die gesamte Okklusionsfläche, so dass der Bolus nicht mehr exakt lokalisiert werden konnte (Lundberg, 1967). Ein etwas konsistenterer Bissen wäre wünschenswert.

Durch den Prothesenumbau wurde ein Molarenpaar beidseits hinzugefügt. Es wurde beachtet, dass das zusätzliche Paar exakt im muskulären Gleichgewicht lag. Es konnte allerdings nicht verhindert werden, dass der Prothesenkörper dadurch geringfügig verändert wurde.

3. Apparatur

Ein Röntgen-Bildverstärker wurde verschiedentlich für cinefluoroskopische Studien angewendet (Arnold, 1974, Berry, 1956, Beyron, 1964, Hedegard, 1967, Isberg-Holm, 1980, Munz, 1957, Sheppard, 1962, 1963).

Die direkte Cinefluoroskopie, wie sie erstmals Hildebrand (1931) beschrieb, und deren Methodik von Rushmer (1950) perfektioniert wurde, musste wegen der grossen Strahlenbelastung verlassen werden.

Der verwendete Bildverstärker wurde in erster Linie für statische Untersuchungen auf dem Gebiete der Allgemeinchirurgie (Reposition von Frakturen, Fremdkörperlokalisation) entwickelt.

Das angeschlossene Vidikon reagiert deshalb für dynamische Bilder in schnell wechselnder Folge zu träge. Die Bilder werden unscharf. Es macht sich ein Nachzeichnen der Konturen bemerkbar.

Die Reaktionsträgheit der Bildschirnröhre liegt im Bereich der $1/1000$ sec. und dürfte einen zu vernachlässigenden Einfluss auf die Bildqualität nehmen. Hingegen ist das Auflösungsvermögen der Bildverstärker-Fernseh-Einheit gemäss der von uns nachgeprüften Gerätespezifikation auf 0,5 mm beschränkt. Bewegungsabläufe unter diesem Wert konnten nicht dargestellt werden. Die unter der Tabelle 5 aufgeführten Verschiebungsdistanzen, die im Mittel bei 0,35 mm lagen, sind statistisch errechnete Werte.

Die Röntgenröhre ist mit einer Festanode ausgerüstet. Der Brennfleck ist um ein Mehrfaches grösser als der einer Drehanode. Je kleiner der Brennfleck gestaltet werden kann, desto schärfer werden die Bilder (van der Plaats, 1950). Drehanoden sind technisch viel aufwendiger konstruiert und deshalb teurer.

Eine auffällige Reduktion der Bildqualität durch die elektromagnetische Speicherung wurde nicht festgestellt. Das Standbild zeigte keine Verzerrungen. Es musste aber eine geringe Zunahme der Unschärfe, die durch das Aufnahmegerät bedingt ist, in Kauf genommen werden.

4. Verzerrungen durch den Bildverstärker

Der Unterkiefer war bei maximaler Mundöffnung vergrössert und verzerrt gegenüber seiner Darstellung bei maximaler Interkuspidation.

Eigene Messungen am Bildverstärker ergaben, dass abgebildete Objekte an der Randzone des Fluoreszenzschirmes um 20% grösser erschienen als in der Mitte des Schirmes.

Diese Resultate decken sich mit denjenigen von Torlegard (1962). Dieser Effekt mag die Ergebnisse beeinflusst haben.

Abbildungsfehler, die von blossen Auge kaum sichtbar waren, werden durch die sphärische Oberfläche des Eingangsleuchtschirmes verursacht. Objekte, die nicht durch das zentrale Strahlenbündel dargestellt werden, sind verkleinert und verzerrt. Durch die Auslenkung des Unterkiefers zur Arbeitsseite wird die Projektionsebene verändert, was den Kiefer wiederum anders zur Darstellung bringt. Geometrische Überlegungen zur Veränderung der Projektionsrichtung und -ebene sind für die Bildverstärkerabbildung beschrieben worden (Lundberg, 1963, van der Plaats, 1950).

5. Auswertung

5.1. Allgemeine Bemerkung zur Auswertung vom Monitor

Die Kaussequenzen im dynamischen Ablauf erschienen im allgemeinen scharf und gut interpretierbar. Hingegen wiesen die Einzelbilder (Standbilder) stets leicht verschwommene Kieferkonturen und Prothesenmarken auf.

Einzelbilder aus Phasen schneller Kieferbewegungen (mittlere Drittel der Öffnungs- und Schliessphase) waren kaum auswertbar. Die Marken der Unterkieferprothese und der Mandibula erschienen, bedingt durch die Bewegungsunschärfe, als Doppelkonturen. Sie waren in der Regel weniger hell, kleiner in der Dimension, oder kamen überhaupt nicht zur Darstellung. Die Beobachtung der anterioren Prothesenmarken wurde dadurch erschwert.

5.2. Wahl der Kauphasen für die Auswertung

Auf die graphische Bestimmung der Prothesenlage in allen Kauphasen wurde bewusst verzichtet. Aus der Literatur (Munz, 1957, Sheppard, 1963) ist bekannt und wird durch eigene Beobachtungen am Monitor bestätigt, dass Prothesenbewegungen beim Kauen stattfinden. Eine Verlagerung der Unterkieferprothese nach posterior bei der Mundöffnung, sowie ein distales Abheben vom Unterkiefer, wurde auf

Einwirkungen der Lippen- und Mundbodenmuskulatur zurückgeführt. Es war allerdings nicht unser Ziel, basisbedingte Prothesenbewegungen aufzuzeigen, sondern vielmehr solche, die durch die Okklusion ausgelöst wurden.

Demzufolge musste der Zeitpunkt der wiedererreichten korrekten Prothesenlage abgewartet werden. In der Regel war dieses beim Erreichen des ersten Zahnkontaktes der Fall. Die Prothesenverschiebung vom ersten Zahnkontakt bis zum Schlussbiss wurde als okklusionsbedingte Verschiebung betrachtet.

5.3. Computerauswertung

Die Auswertung gestaltete sich schwierig, da das Ueberdecken der Kiefer mit den Schablonen eine grosse Variabilität zulies. Diese Ungenauigkeit rührte daher, dass die einmal hergestellten Schablonen der Referenzdias für alle Kieferüberdeckungen benutzt werden mussten. Bei Bildern, bei denen eine exakte Kieferüberdeckung nicht möglich war, musste die Schablone bestmöglich über die Kieferkonturen zur Deckung gebracht werden. Dabei stellten sich beträchtliche Unterschiede zwischen verschiedenen Beobachtern oder eines Beobachters zu verschiedenen Zeiten heraus. Wir erklärten uns diese nicht deckungsgleichen Bilder durch:

- Aenderung der Projektionsrichtung während der Aufzeichnung, bedingt durch die Kopfbewegung des Probanden
- Verlust der Konturen wegen der Bewegungsunschärfe
- Vergrösserung und Verzerrung des Bildverstärkers.

Für die Auswertung der einzelnen Bilder wurde, wie es schon Berry (1959) beschrieben hat, ein Computer eingesetzt. Dank der einfach durchzuführenden Kiefer- und Prothesenbestimmung war es möglich, diesen Schritt häufig zu wiederholen. Alle Werte konnten gespeichert und in weiteren Arbeitsgängen verrechnet werden.

Der Fehler der Computerhardware (Digitizer) muss als recht gross bezeichnet werden. Er fällt aber im Vergleich zum bedeutend grösseren Messfehler bei der Bildauswertung kaum ins Gewicht.

6. Resultate

6.1. Subjektive Aeusserungen des Probanden

Interessant waren die subjektiven Angaben mehrerer Probanden, dass der Prothesenhalt im Unterkiefer mit den zusätzlich aufgestellten Molaren besser war als bei der klassischen Aufstellung der Zähne.

6.2. Beobachtungen

Entgegen der üblichen Ansicht von Totalprothesenträgern konnte eine grössere Verschiebung beim Kauen an der Oberkieferprothese beobachtet werden. Diese Verschiebung war statistisch nicht signifikant (Messfehler), ist aber schon in der Literatur beschrieben worden (Ross-Stromberg, 1955, Woelfel, 1962). Zum Teil waren beträchtliche Prothesenverschiebungen am Monitor sichtbar, ohne dass sich der Proband darüber beklagt hätte. Unsere Beobachtung, dass objektive Befunde nicht immer mit den subjektiven Angaben der Totalprothesenträger übereinstimmen, deckt sich mit den Mitteilungen von Mitchman (1975) und Sheppard (1963). Bedeutsam erscheint allerdings unsere zusätzliche Feststellung, dass in keinem Fall im zweiten Kauversuch eine deutlich vergrösserte Bewegung der Prothesen festgestellt wurde, die durch das Anfügen der zusätzlichen Molaren hätte verursacht werden können.

Der veränderte Tragkomfort scheint eher durch den Prothesenkörper als durch die Okklusion bedingt zu sein, indem die Prothesen offenbar anders im muskulären Gleichgewicht lagen, auch wenn ausser dem Anfügen der Zähne nichts an der Prothese verändert wurde. Daneben ist aber auch der subjektive Eindruck des Probanden denkbar, durch die zusätzliche Aenderung habe die Prothese eine Verbesserung erfahren.

Die klinische Beurteilung der Mucosa nach der durchschnittlichen 14-tägigen Tragdauer der Prothesen mit den künstlich hinzugefügten Molaren ergab kein auffällig verändertes Bild. Es muss allerdings die zeitliche Begrenzung der Versuche auf zwei Wochen berücksichtigt werden.

Uebereinstimmend mit Lundberg (1967) konnte festgestellt werden, dass die Probanden hauptsächlich im Prämolarengebiet kauten.

Die beobachteten Kauzykluslängen von 0,6-0,9 sec. decken sich mit den Ergebnissen von Hedegard (1970) und Svoboda (1968).

6.3. Graphische Auswertung

Aus den graphischen Darstellungen konnten keine Regelmässigkeiten erkannt werden. Offensichtlich wurden die Prothesen unter dem Kaudruck in einer zufälligen Richtung, je nach der Krafteinwirkung durch den immer anders liegenden Bolus, auf die Kiefer gedrückt. Die Bewegungen waren kleindimensioniert und entsprachen möglicherweise der Einlagerung in die Mucosa, indem diese lokal komprimiert wurde.

Nach Arstad (1959) kann die Mucosa bis zu 1 mm komprimiert werden, ohne dass sich die Prothese von der Unterlage abzulösen braucht.

Zwischen beiden Okklusionsvarianten konnte kein Unterschied hinsichtlich der Bewegung während des Kauens gefunden werden. Möglicherweise wurden die Resultate durch die Tatsache beeinflusst, dass die Zentrik bei den Prothesen stimmte. Dass sich die beiden Ersatzstücke gegenseitig in der Funktion stabilisieren können, ist von Gerber (1973) beschrieben worden.

Es muss erwähnt werden, dass die Differenzvektoren die Bewegung der Prothesen nur in der sagittalen Ebene erfassten. Die Verschiebung in der Tiefe des Bildes blieben vollkommen unberücksichtigt. Die Aufzeichnungen in der frontalen Ebene, um die transversale Prothesen-Verlagerung zu registrieren, hätte realisiert werden können, wären aber nur dann sinnvoll gewesen, wenn die beiden Ebenen simultan aufgezeichnet worden wären. Die Geräte für eine zeitgleiche Aufzeichnung in zwei Ebenen standen für die Untersuchungen nicht zu Verfügung.

Zudem muss gesagt werden, dass die Untersuchungen der Prothesenbewegungen anhand eines Punktes durchgeführt wurden. Damit konnte nur eine Aussage über die Verschiebung dieses Punktes (= anteriore Prothesenmarke) gemacht werden. Da ein räumliches Gebilde durch mindestens drei Punkte definiert ist, müssten an einer Prothese drei Stellen markiert und ausgewertet werden, um die räumliche Bewegung der Prothese in allen Freiheitsgraden zu erfassen.

7. Fehler

Die Fehler wurden im wesentlichen durch die Verzerrung und Unschärfe bei den Aufzeichnungen bestimmt und liessen sich nicht eliminieren. Die Schwierigkeit, röntgencinefluoroskopische Bilder einzeln auszuwerten und die Resultate graphisch darzustellen, ist verschiedentlich erwähnt worden (Arnold, 1974, Lundberg, 1963, Saxby, 1976, Sheppard, 1963).

Das dürfte der Grund sein, weshalb verschiedene Autoren die Bewegungsabläufe rein deskriptiv beschrieben, ohne diese durch Graphiken nachzuweisen. Je nach Anzahl der Beobachtungen und Beobachter muss die Frage nach der Objektivität dieser Resultate gestellt werden (Hedegard, 1967, Lundberg, 1967, Munz, 1957, Sheppard, 1963).

Zu erwähnen ist, dass Arbeiten über die Bewegung des Kiefergelenkes gemacht wurden mit zum Teil exakten Graphiken und präzisen Fehlerberechnungen (Lundberg, 1963, Saxby, 1976). Scheinbar liessen sich Einzelbildanalysen von Kiefergelenkaufnahmen exakter durchführen, möglicherweise deshalb, weil die Dimensionen der Bewegungen kleiner sind und im Bildverstärker besser zentriert werden können.

Im Gegensatz zu den Bewegungsstudien des Kiefergelenks und der Mandibula, deren Fehler in der Regel in der Bestimmung einer unscharf konturierten Struktur bestand, verdoppelte sich der Fehler in der vorliegenden Arbeit, denn die Ueberdeckung des Kiefers war ungenau, und darüber wurde die Lage der schlecht sichtbaren Prothese bestimmt.

Es ist vorstellbar, dass die Aufzeichnung der Kieferbewegung oder der Gelenkbahn weniger fehlerbehaftet ist als die Darstellung einer Relativbewegung, die sich aus zwei voneinander getrennten Bewegungen zusammensetzt.

In der Literatur haben wenige Autoren eine Berechnung des Methodenfehlers angegeben (Lundberg, 1963, Saxby, 1976, Smith 1963). In diesen Arbeiten wurde der Fehler durch mehrmaliges Bestimmen eines entsprechenden Punktes berechnet. Der Unschärfenbereich des daraus errechneten Mittelpunktes wurde mit einem Kreis oder Quadrat bezeichnet. Die Fehler für die Punktbestimmung gehen aus den Graphiken klar hervor, nicht aber die Vertrauensschätzung für die Differenzvektoren, die die Verschiebung von Punkt zu Punkt darstellen. Mit dieser Methode der Fehlerbestimmung ist die Richtung der Bewegung durch die Mittelpunkte mehr oder weniger festgelegt. Unsere Nachmessungen ergaben

aber, dass die Vektoren, die durch zwei Mittelpunkte definiert wurden, in einer zweiten Messung z.T. ganz anders gerichtet waren als in der ersten Messung.

Unser Interesse lag darin, den Fehler des Differenzvektors in Grösse, Richtung und Lage zu erfassen. Die oben beschriebene und nach Morrison (1967) berechnete Vertrauensellipse scheint die unbekannte Grösse und Richtung des wahren Vektors zu beinhalten (graph. Darstellung 22). Die Vertrauensellipse umfasst also die Unschärfen beider Mittelpunkte in einer Figur und beschreibt naturgemäss einen viel grösseren Fehler als denjenigen, den andere Autoren gefunden haben. Dazu kommt noch, dass in dieser Arbeit der Vertrauensbereich über 95% angegeben wurde, im Gegensatz zu Saxby, der mit der Berechnung der Standardabweichung die wahre Lage des Punktes nur zu ca. 75% bestimmen konnte.

Smith (1963) arbeitete mit grossformatigen Röntgenbildern, die praktisch verzerrungsfrei aufgenommen werden konnten. Mit dem viel besseren Auflösungsvermögen der Röntgenbilder und den Implantaten war es ihm möglich, die Kieferüberdeckungen äusserst präzise durchzuführen. Saxby (1976) untersuchte die Zuverlässigkeit der cinefluoroskopischen Aufzeichnung und Auswertung, indem er mit einer mechanischen Anordnung Kiefergelenkbewegungen im Bildverstärker simulierte. Mit grosser Wahrscheinlichkeit standen ihm verzerrungsfreie Bilder zu Verfügung.

E. SCHLUSSFOLGERUNG

Aus der vorliegenden Studie können folgende Schlussfolgerungen gezogen werden:

1. Die von uns erarbeitete Methode zur quantitativen und qualitativen Auswertung von okklusionsbedingten Prothesenbewegungen erwies sich als ungeeignet. Mess- und Methodenfehler sind grösser als die zu beobachtenden Relativbewegungen.
2. Mit der beschriebenen Methode gelang es nicht, Unterschiede im Funktionsverhalten von Prothesen nachzuweisen, deren Okklusion experimentell verändert worden war.

F. ABBILDUNGEN, TABELLEN, GRAPHISCHE DARSTELLUNGEN

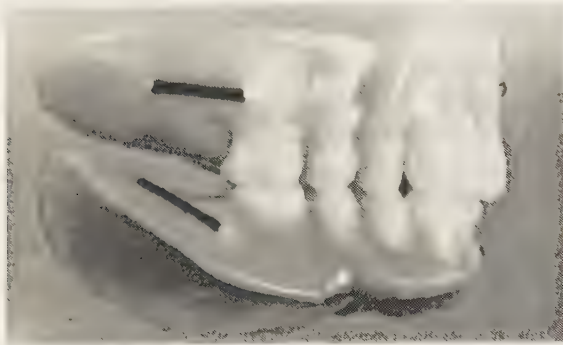


Abb. 1

Seitliche Prothesen-
markierung



Abb. 2

Anteriore Prothesen-
markierung

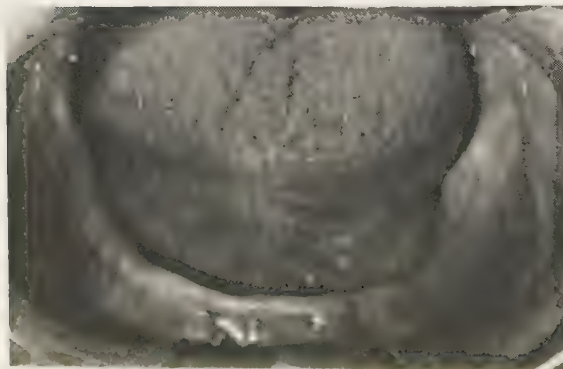


Abb. 3

Schleimhautmarkierung

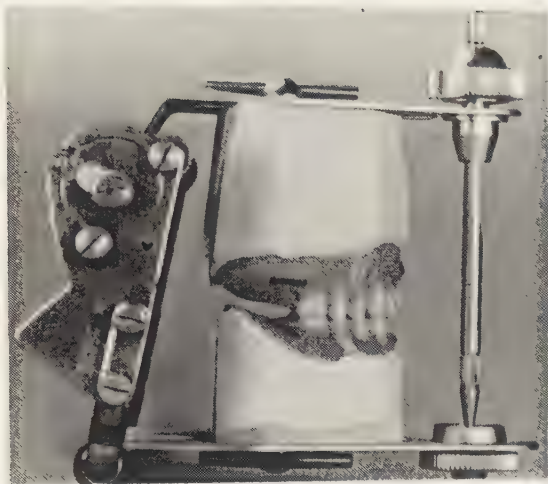


Abb. 4

Prothesen ohne zusätzliche Molaren

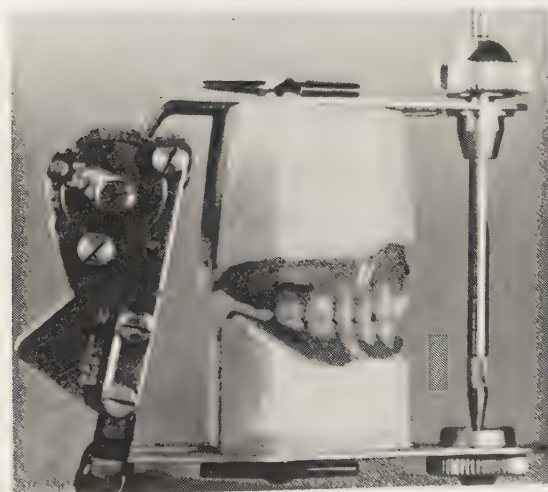


Abb. 5

Prothesen mit den
experimentell hinzu-
gefügten Molaren
(Siebner)

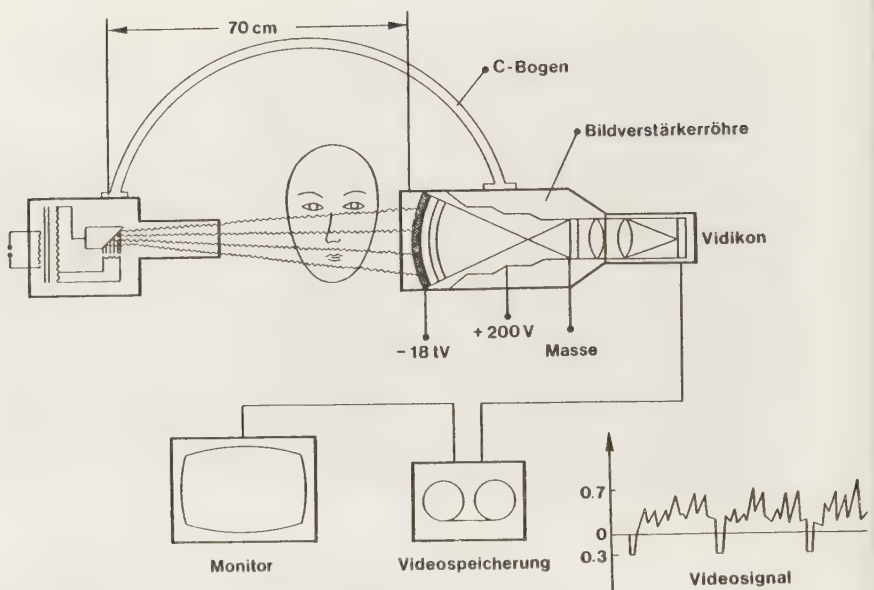


Abb. 6 Schematische Darstellung der Röntgenröhre-Bildverstärker-Einheit mit Fernseh-Kette

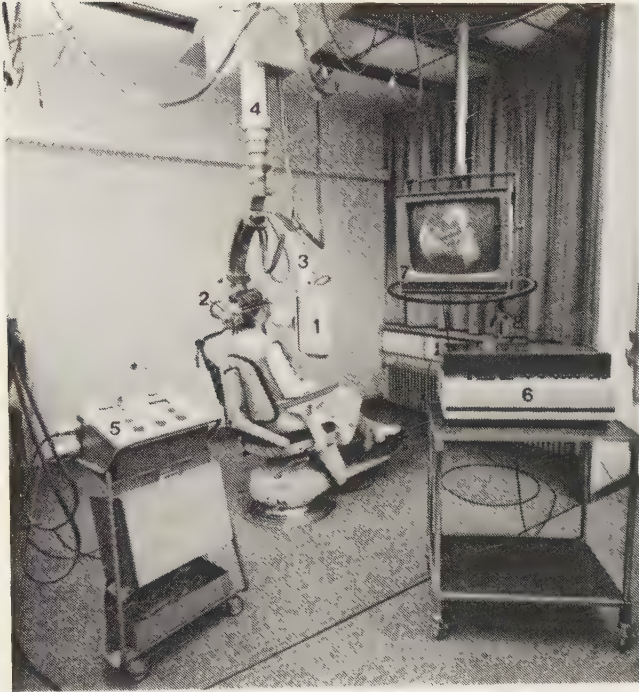


Abb. 7 Die Röntgen-Bildverstärker-Anlage für die Aufzeichnung der Kauversuche

Legende zu Abb. 7

1. Röntgenröhre
2. Bildverstärker mit Vidikon
3. C-Bogen
4. Deckenstativ
5. Schalterpult
6. Aufzeichnungsgerät
7. Monitor
8. Fadenkreuzprojektor

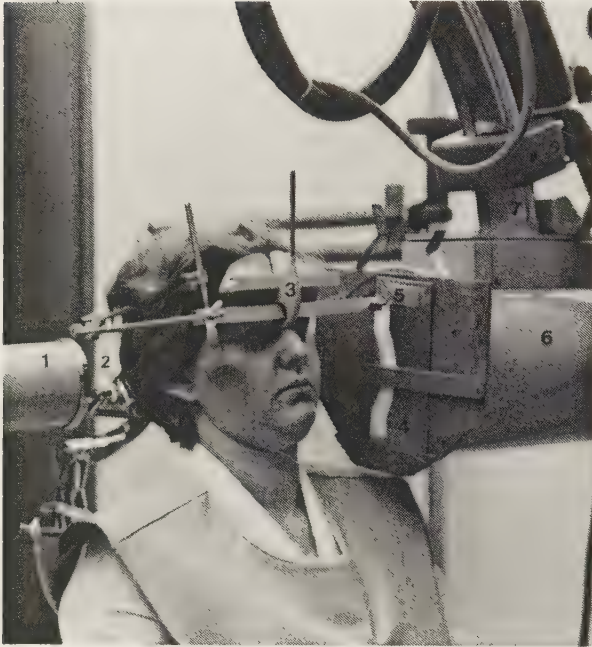


Abb. 8 Proband mit angelegtem Cephalostaten

Legende zu Abb. 8

1. Röntgenröhre mit Langtubus
2. Kopfstütze
3. angelegter Cephalostat
4. Zinnblende
5. Zahlen-Buchstaben-Code
6. Bildverstärkerröhre
7. C-Bogen



Abb. 9

Legende zu Abb. 9

1. Dia-Projektor
2. Digitizer und Markierstift
3. Computer
4. Programm- und Datenspeicher
5. Monitor
6. Printer

Bestimmung des Koordinatensystems und des anterioren Prothesenpunktes



Abb. 10

Unterkiefer geschlossen,
Prothesen in maximaler Inter-
kuspitation

Abb. 11

Kieferschablone mit eingezeichnetem
Koordinatensystem überdeckt den
Unterkiefer.

Das Koordinatensystem wird mit den
Punkten A ($x=0$, $y=0$) und B ($x=10$, $y=0$)
auf den Digitizer übertragen

Abb. 12

Prothesenschablone mit den Prothesen-
marken zur Deckung gebracht.

Der anteriore Prothesenpunkt C liegt
im Koordinatensystem, dessen Lage
exakt bestimmt werden kann.

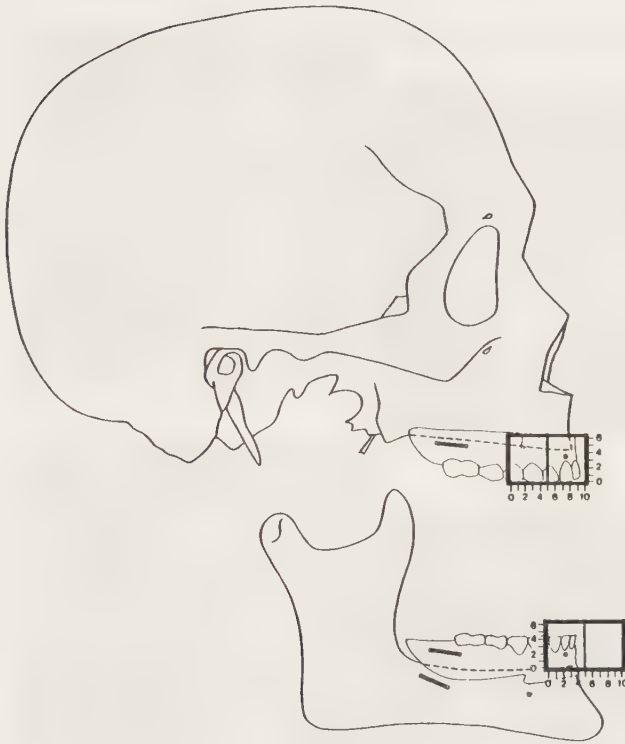


Abb. 13 Schematische Kieferzeichnungen des Ober- und Unterkiefers mit eingezeichneten Koordinatensystemen, die für die Ueberdeckung der projizierten Bilder verwendet wurden. Die anterioren Prothesenmarken erschienen im Koordinatensystem für den Oberkiefer rechts, für den Unterkiefer links.

Darstellung eines Kauschlages



Abb. 14

Unterkiefer geschlossen
Beginn eines neuen Kauzyklus



Abb. 15

Unterkiefer maximal geöffnet



Abb. 16

Schliessphase, Unterkiefer
 $\frac{1}{3}$ geschlossen



Abb. 17

Unterkiefer 2/3 geschlossen



Abb. 18

Erster Zahnkontakt der
Prothesen



Abb. 19

Unterkiefer ganz geschlossen

Schematische Darstellungen der Prothesenbewegungen während eines Kauschlages

(die subjektiven Eindrücke am Monitor zusammengefasst)

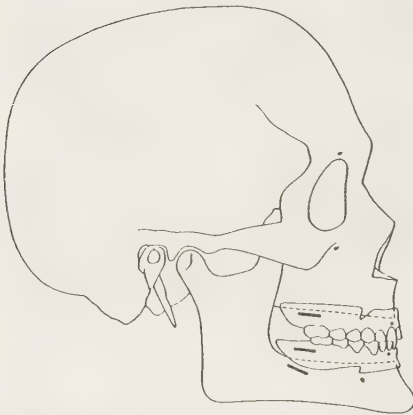


Abb. 20

Unterkiefer geschlossen,
Prothesen in Okklusion und
in der Ausgangsstellung;
Beginn eines neuen Kauzyklus.

Abb. 21

Maximale Unterkieferöffnung
während dieses Kauschlages,
die UK-Prothese hebt in der
Front deutlich ab,
die OK-Prothese fällt leicht
herunter.

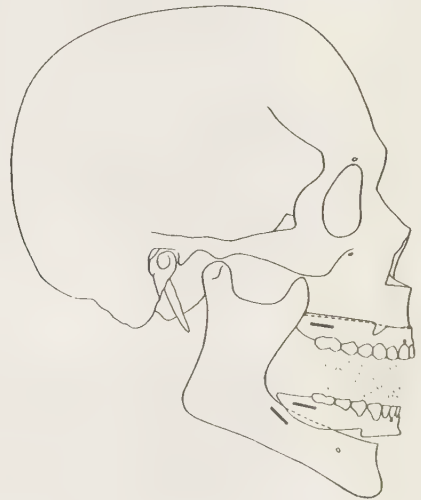
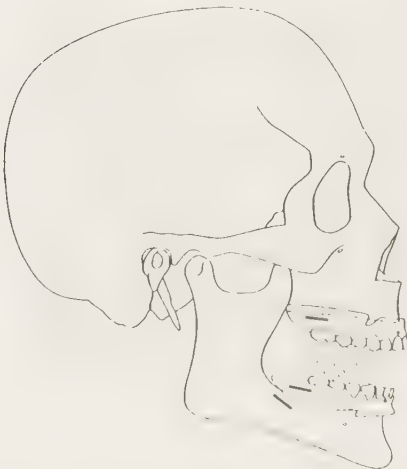


Abb. 22

Erstes Zusammenbeissen; die
Prothesen haben sich zum
grossen Teil wieder reponiert.

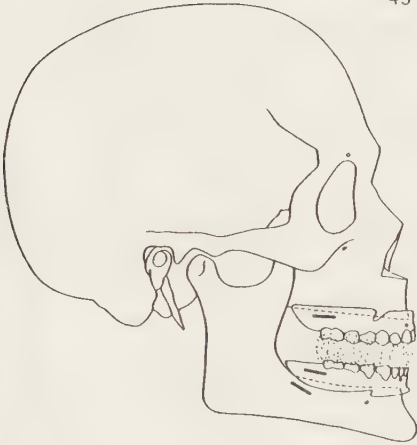


Abb. 23

Die mittlere Schliessphase;
die Prothesen haben die Ausgangslage praktisch wieder erreicht.

Abb. 24

Beim Auftreten des ersten Zahnkontaktes können die Prothesen durch den Kaudruck aus ihrer Lage gedrückt werden (erstes Bild der Auswertung).

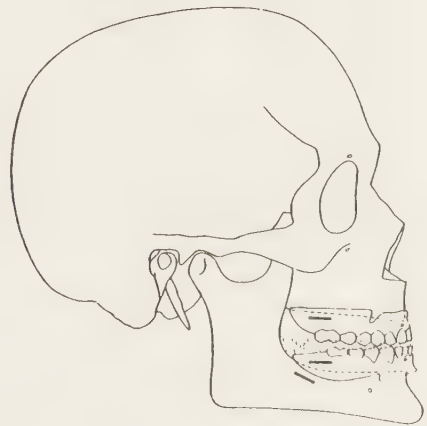


Abb. 25

Der Unterkiefer ist geschlossen, die Prothesen liegen in der Ausgangslage; Beginn des nächsten Kauschlages (zweites Bild der Auswertung).

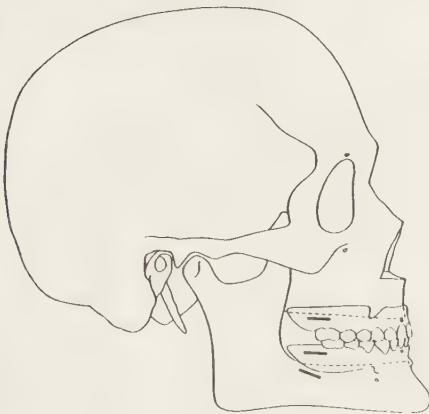


Tabelle 1 Probanden

Proband	1	2	3	4	5
Alter	53	83	54	77	56
Geschlecht	weiblich	weiblich	weiblich	männlich	weiblich
Unbezahnt seit	OK UK 5 "	41 Jahren 20 "	10 Jahren 5 "	20 Jahren 20 "	30 Jahren 0 "
Prothesenhalt subjektiv	OK UK hebt geleg. ab	sehr gut bewegt sich beim Kauen	gut zufrieden	zufrieden zufrieden	sehr gut sehr gut
Bevorzugte Kauseite	rechts	beidseits	beidseits	rechts	beidseits
Kammverhält- nisse	OK zirkulär fest, flacher Gaumen, schlecht ausge- bildete Tubera, Mucosa wenig resilient und unverschieblich	gut erhalten, hohes Vestibulum, breite Tubera, Mucosa wenig ver- schieblich	starke Resorption in der Pm-Gegend bds, kräftige Tu- bera, Schlotter- kamm in der Front, resiliente Mucosa	zirkulärer Schlotterkamm, grosse Vestibulum- höhe, dünner Kamm, weiche, resiliente Mucosa	gut erhaltener Kamm, leicht flottierende Tubera, Vestibulum in der Pm-Gegend flach, sehr weiche Mucosa
UK	stark resorbiert in der Pm-Gegend, dünner Kamm, wenig vertikale Anschlätze, Mucosa wenig resilient, unver- schieblich	zirkulär stark atrophisiert, keine vertikalen Anschlätze, schmäler, ange- wachsener Gingiva- saum, Mucosa in der Front resilient	Kamm gut erhalten, hoch ansetzender Mundboden und Ve- stibulum, Mucosa wenig resilient	schmäler, dünner Kamm, stark resor- biert, schmaler an- gewachsener Gingiva- saum, Mucosa in der Front resilient	schmäler, dünner Kamm, schmaler an- gewachsener Gingiva- saum, Sattelkiefer Mucosa schwammig
Intermaxilläre Beziehung (Angle Klassen)	Klasse I	Klasse I	Klasse III	Klasse III	Klasse II
Proglissemment auslösbar ?	gut	gut	kaum	mässig	sehr gut

Tabelle 2 Anamnese und klinischer Befund nach Anfügen der zusätzlichen Molaren

Proband	1	2	3	4	5
Tragdauer der geänderten Prothese	21 Tage	16 Tage	30 Tage	18 Tage	30 Tage
Subjektive Aeusserungen	UK Prothese hält eher besser, Siebner stören nicht	Keine Beschwerden im Sinne von Druckstellen, Pat. kann mit Prothesen nicht essen, sie drehen im Mund	Keine Beschwerden, OK Prothese bewegt sich leicht nach anterior beim Beissen, und lokkert sich, UK Prothese hält eher besser	7+7 stören nicht, keine Aenderung im Kauverhalten festgestellt	7+7 steigern Tragkomfort der UK-Prothese wesentlich
Objektive Beobachtungen	Keine Druckstellen und Rötungen sichtbar	Keine Druckstellen und Rötungen sichtbar	Keine Druckstellen und Rötungen sichtbar	Kleine Druckstelle an der UK-Front bukkal	Keine Druckstellen und Rötungen sichtbar
Klinische Massnahmen	7+7 belassen auf eigenen Wunsch	7+7 entfernt, UK prothese unterfüttert	7+7 entfernt	7+7 entfernt, Druckstelle entfernt	7+7 belassen auf eigenen Wunsch
Proglissemment auslösbar ?	gut	gut	schlecht	schlecht	sehr gut

Tabelle 3 Zusammenfassung der Beobachtungen am Monitor, Prothesen ohne die experimentell angefügten Molaren

Proband	1	2	3	4	5
Verhalten der OK-Prothese	Verschiebung nach ant. und sup. beim Schliessen, fällt beim öffnen wieder zurück	liegt ruhig, wird minimal in die Gaumenmucosa ein- gelagert beim schliessen	Wird in der Front sup. verlagert, distal fällt sie minimal herunter beim öffnen schliessen, beim öffnen fällt sie wieder zurück	verschiebt sich massiv nach ant. + minimal nach sup. fällt beim öffnen wieder zurück	Einlagerung in die weiche Mucosa, ant. sup. fällt auf der Balanceseite leicht herunter
Verhalten der UK-Prothese	Wird distal etwas angehoben, bei maximaler Mund- öffnung, verlagert sich minimal nach distal	Hebt beim öffnen stark von der Unterlage ab, macht dabei eine Rotationsbewegung	Hebt distal minimal ab beim öffnen und verlagert sich nach ant.	löst sich beim öffnen gesamthaft von der Unterlage ab, reponiert sich beim schliessen sofort wieder	liegt beim kauen abs. ruhig, minimales abheben in der Front bei max. Öffnung
Grössere Prothesenbew. beobachtet bei:	OK-Prothese	UK-Prothese	beide bewegen sich gleich stark	OK-Prothese	OK-Prothese
Kauzykluslänge	14 sec für 20 Zyklen 0.7 sec/Zyklus	14,5 sec für 20 Zyklen 0.725 sec/Zyklus	18 sec für 20 Zyklen 0.9 sec/Zyklus	13 sec für 20 Zyklen 0.65 sec/Zyklus	17 sec für 20 Zyklen 0.85 sec/Zyklus
Kaubewegung	schnelle, kurze Kauschläge, regelmässig	grosse und kleine Kieferexcursionen in wechselnder Folge	langsam, mit weiten Kieferexcursionen	schnell, hackend kleine Excursionen	langsam und regelmässig
Bolusposition	Molaren	Prämolaren	Prämolaren	über die gesamte Okklusionsfläche verteilt	Prä- Molaren

Tabelle 4 Zusammenfassung der Beobachtungen am Monitor, Prothesen mit den experimentell angefügten Molaren

Proband	1	2	3	4	5
Verhalten der OK-Prothese	beim schliessen geringer Schub nach ant.+sup.	liegt ruhig	beim Schliessen Schub in ant.+sup. Richtung	beim Schliessen Schub nach ant.+sup. fällt geleg. auf der Balanceseite herunter	geringer Schub nach ant.+sup. beim Schliessen
Verhalten der UK-Prothese	liegt ruhig seiten hebt sie sich distal ab	bewegt sich sehr stark beim kauen hebt ab und dreht sich im Mund	Bewegungen stärker zu Beginn des Kauversuchs, danach liegt sie ruhig	Minimale ant.+sup. Bewegung in der Front, distal wird sie auf den Kiefer gedrückt	liegt ruhig
Grössere Prothesenbew. beobachtet bei:	OK-Prothese	UK-Prothese	beide bewegen sich gleich stark	OK-Prothese	OK-Prothese
Kaucykluslänge	16 sec für 20 Zyklen 0.8 sec/Zyklus	16 sec für 20 Zyklen 0.8 sec/Zyklus	19 sec für 20 Zyklen 0.95 sec/Zyklus	12 sec für 20 Zyklen 0.6 sec/Zyklen	18 sec für 20 Zyklen 0.9 sec/Zyklus
Kaubewegung	langsam, ruhig, regelmässig, z.T. weit ausholend	völlig unkoordiniert, kurze Bewegungen, kurze Exkursionen, z.T. wird nicht durchgebissen	langsame, regelmässige Beweg. dazwischen kurze reflexartige Schliessbeweg.	sehr schnell und hackend, kleine Kieferexkursionen	runde, langsame regelmässige Bew., grosse Exkursion
Bolusposition	Zwischen Prä- und Molaren 7ner wird nicht gebraucht	In der Prämolaren- gegend, 7ner nicht gebraucht	In der Prämolaren- gegend, 7ner nicht gebraucht	Prämolaren und Molaren, 7ner z.T. eingesetzt	Molaren, inkl. 7ner

Tabelle 5 Länge der Differenzvektoren in mm

PROBAND	KAU- ZYKLUS	ohne 7±7		mit 7±7	
		UK	OK	UK	OK
1	1	.34	.34	.84	.56
	2	.44	.24	.19	.20
	3	.67	.55	.27	.09
	4	.91	.38	.32	.44
	5	.11	.44	.15	.31
2	1	.54	.42	.24	.99
	2	.36	.13	.31	.57
	3	.13	.21	1.16	.37
	4	.19	.23	.40	.23
	5	.18	.38	.15	.34
3	1	.19	.24	.18	.41
	2	.18	.08	.19	.06
	3	.21	.26	.93	.22
	4	.41	.10	.18	.24
	5	.58	.48	.12	.21
4	1	.82	.16	.13	.05
	2	.56	.31	.36	.15
	3	.24	.26	.31	.17
	4	.47	1.07	.48	.55
	5	.67	.22	.51	.13
5	1	.09	.48	.39	.25
	2	.18	.18	.40	.10
	3	.28	.30	.47	.14
	4	1.23	.46	.27	.43
	5	.15	.33	.59	.18

Tabelle 6 Länge der kurzen und langen Halbachsen der Vektoren, in mm, mit Angabe der durchschnittlichen Halbachsenlängen ($\emptyset$)

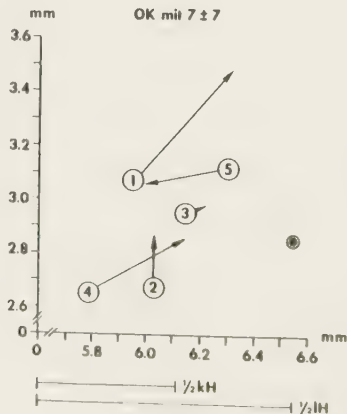
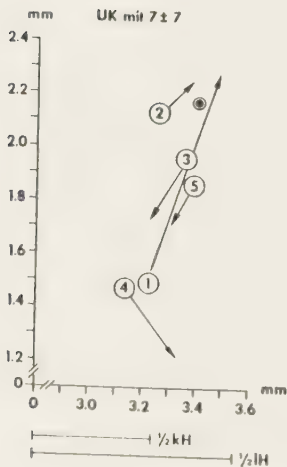
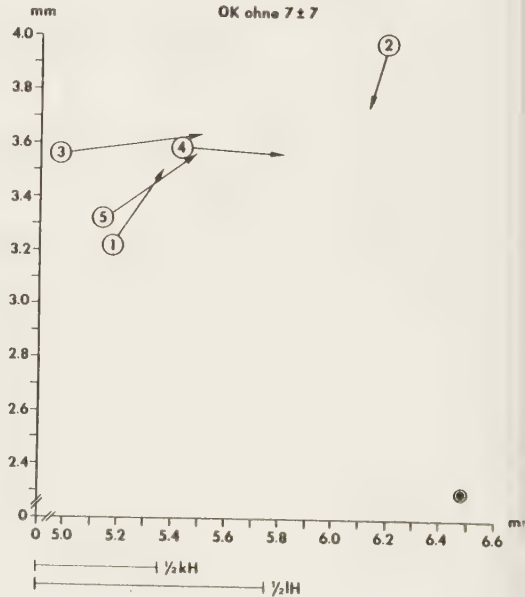
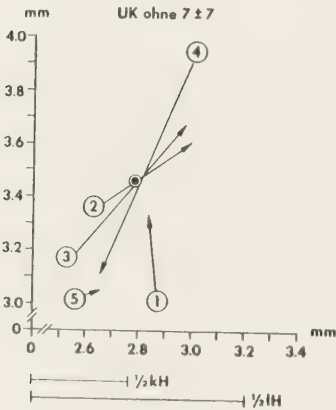
PROBAND	KAU - ZYKLUS	ohne 7 [±] 7		mit 7 [±] 7	
		UK	OK	UK	OK
1	1	1.75/ .72	1.9 / .9	1.23/ .65	1.44/ .74
	2	1.7 / .49	1.71/1.05	1.62/ .72	1.93/1.00
	3	1.46/ .99	2.09/1.38	1.77/1.04	2.07/1.29
	4	1.28/1.06	1.35/ .46	1.49/ .90	2.36/1.15
	5	2.02/ .42	1.55/ .79	1.38/1.11	1.73/ .89
	$\emptyset$	1.64/1.06	1.72/ .92	1.50/ .88	1.91/1.01
2	1	2.12/1.13	2.83/2.01	1.12/ .88	2.63/1.19
	2	1.89/1.17	3.07/1.20	1.24/1.01	2.91/1.98
	3	2.22/ .87	3.46/1.03	2.44/1.08	3.06/2.36
	4	2.96/1.05	3.35/ .81	1.47/ .65	2.86/1.92
	5	1.29/1.03	3.69/1.48	1.97/1.01	2.93/2.29
	$\emptyset$	2.09/1.04	3.27/1.30	1.66/ .92	2.87/1.95
3	1	2.33/1.16	2.34/ .99	1.42/ .90	1.37/1.30
	2	.97/ .65	1.16/ .99	1.49/ .91	2.32/ .67
	3	1.40/ .86	1.65/ .87	1.92/1.39	1.87/ .94
	4	1.92/ .86	1.35/ .65	1.81/1.38	1.42/ .74
	5	2.41/ .91	2.56/1.33	2.36/1.05	1.54/ .51
	$\emptyset$	1.80/ .89	1.80/ .97	1.80/1.13	1.71/ .83
4	1	1.43/1.24	1.89/1.49	2.53/1.10	1.74/ .65
	2	1.97/ .73	1.27/1.20	2.54/1.01	1.93/1.06
	3	1.37/ .81	2.03/ .78	2.61/1.22	1.51/1.13
	4	2.16/1.32	1.03/ .90	2.13/1.19	1.76/1.21
	5	1.72/ .88	1.75/1.09	2.88/1.59	1.93/1.09
	$\emptyset$	1.73/1.00	1.45/1.09	2.54/1.22	1.78/1.03
5	1	2.00/1.10	1.26/ .89	1.82/ .85	1.23/ .81
	2	1.21/ .85	1.41/1.15	1.65/ .63	2.44/ .90
	3	2.75/1.51	2.00/1.20	1.56/ .52	1.90/1.28
	4	3.50/1.22	1.88/ .87	1.90/ .90	1.06/ .86
	5	.71/ .71	1.31/ .95	1.90/ .90	1.54/ .47
	$\emptyset$	2.03/1.08	1.57/1.01	1.60/ .70	1.64/ .86

Graphische Darstellungen 1 - 4

Die Differenzvektoren der 5 ausgewerteten Kauschläge sind für einen Kiefer und einen Kauversuch in einer Graphik zusammengefasst.

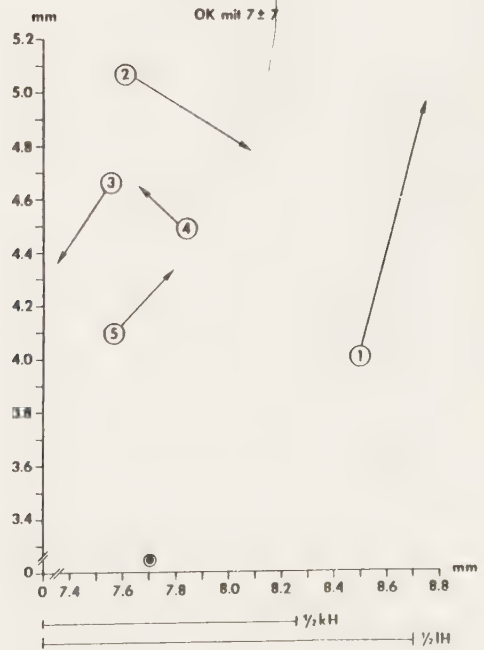
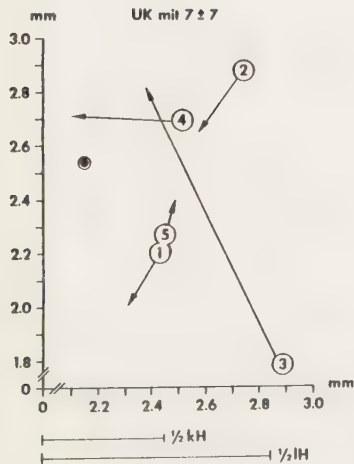
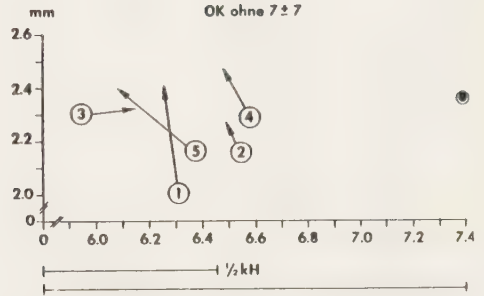
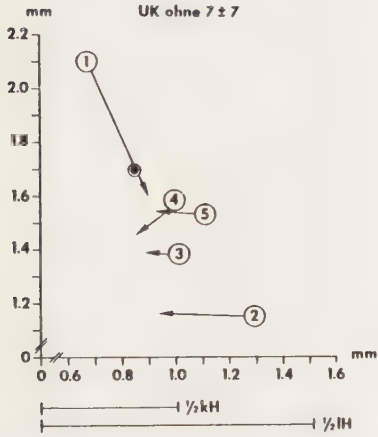
● Lage der Prothese (=Referenzlage) auf dem Kiefer in maximaler Interkuspidation

Proband 1



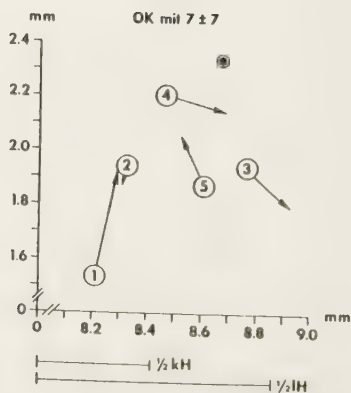
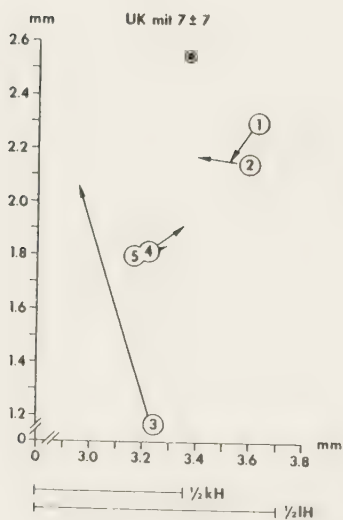
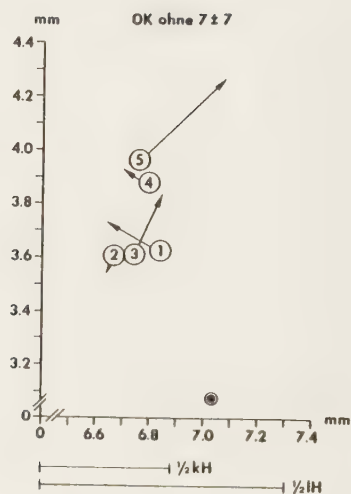
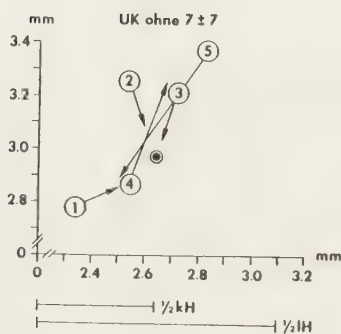
Graphische Darstellungen 5 - 8

Proband 2



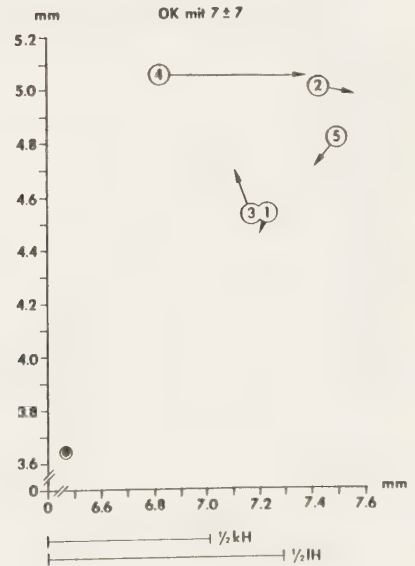
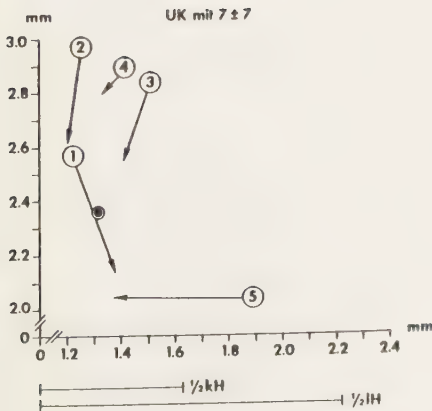
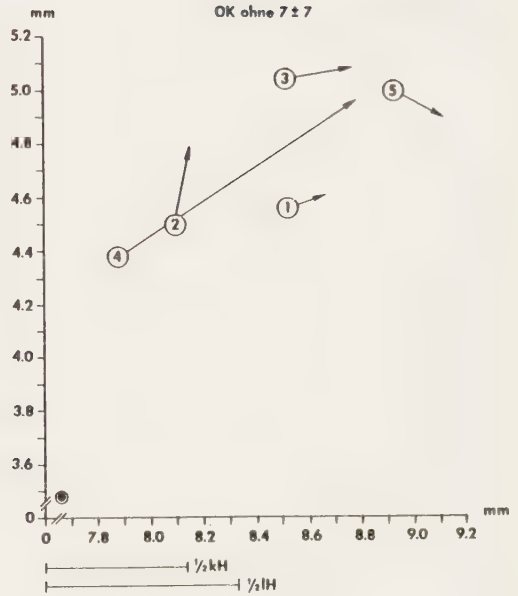
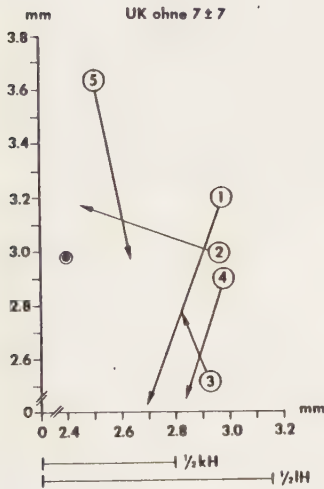
Graphische Darstellungen 9 - 12

Proband 3

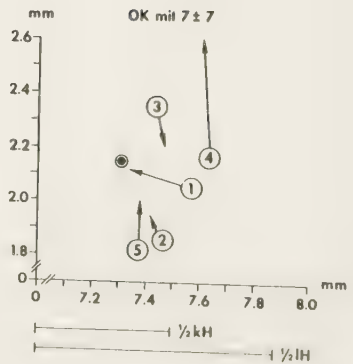
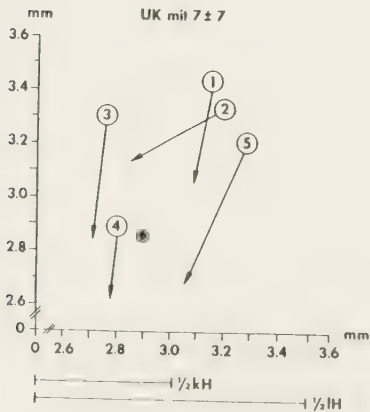
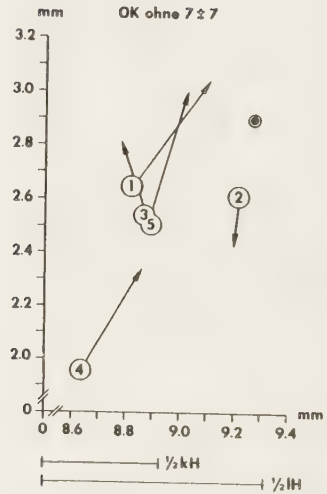
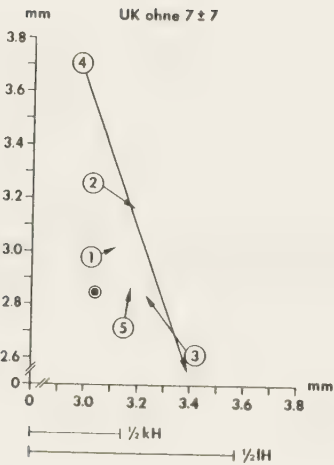


Graphische Darstellungen 13 - 16

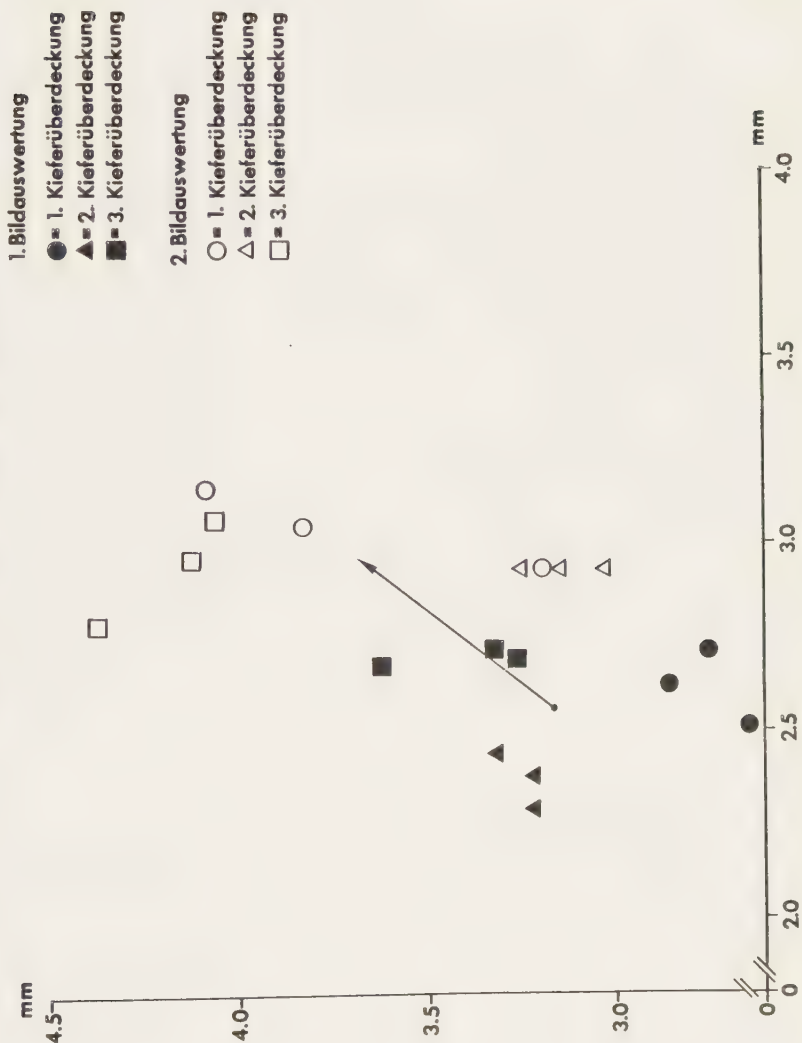
Proband 4

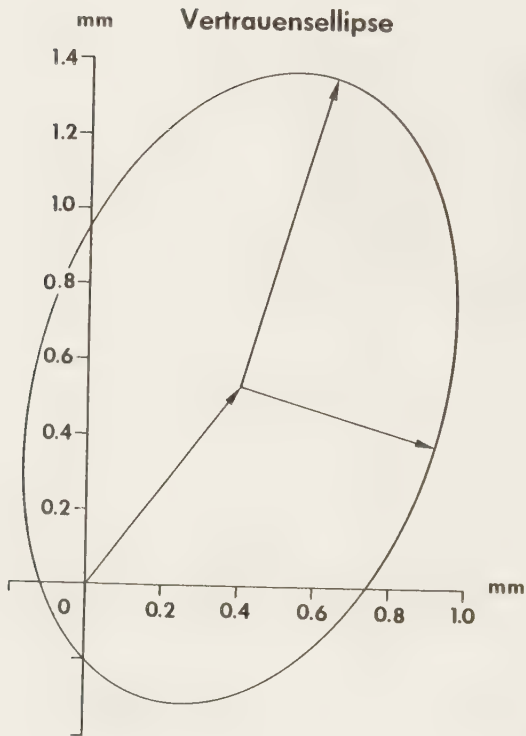


Proband 5



Neunfache Auswertung der zwei Dias, erster Zahnkontakt und Schlussbiss. Die errechneten Schwerpunkte sind durch den Differenzvektor bezeichnet (3. Vektor aus der graph. Darstellung 1). Beachte die grosse Streuung der Kieferüberdeckungen.





Graphische Darstellung 22

95% Vertrauensellipse für den wahren, unbekannten Differenzvektor der graph. Darstellung 21.

G. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung des Verhaltens totaler Prothesen unter Kaubelastung, im speziellen der okklusionsbedingten Bewegung von totalen Prothesen auf ihrer Unterlage in der Endphase des Kauzyklus. Dazu wurden bei fünf totalprothetisch versorgten Probanden Kauversuche durchgeführt, cinefluoroskopisch dargestellt mittels elektronischer Röntgenbildverstärkung, auf Videoband aufgezeichnet und ausgewertet. Im Laufe der Untersuchungen wurde die Prothesenokklusion experimentell verändert. Die Versuche wurden unter sonst identischen Bedingungen wiederholt. Die Auswertungen erfolgten zunächst durch Beobachtung, anschliessend unter Verwendung computerverarbeiteter Planimetrie.

Die Untersuchung zeigte, dass die okklusionsbedingten Lageveränderungen von Totalprothesen in der Endphase des Kauzyklus in der Regel kleiner sind als das Auflösungsvermögen des Bildverstärkers. Unterschiede im Funktionsverhalten der Prothesen nach experimenteller Okklusionsveränderung konnte nicht nachgewiesen werden.

Die erarbeitete Methode ist damit zum wissenschaftlichen Nachweis kleinster Prothesenbewegungen ungeeignet, kann aber durchaus für diagnostische Zwecke eingesetzt werden.

H. LITERATURVERZEICHNIS

- Ardran, G.M., Kemp, F.H., Munz, F.R.,
Observations on the behaviour of full lower dentures,
Dent. Pract. 7: 180, 1957.
- Ardran, G.M., Kemp, F.H.,
Biting and mastication,
Dent. Pract. 11: 23, 1960.
- Arnold, M., Ernst, F.,
Röntgenkinematographische Untersuchung und Einzelbildanalyse der Kaubewegung,
Res. Film 8: 309, 1974.
- Arstad, T.,
The resiliency of the edentulous alveolar ridges,
Odont. tidskr. 67: 506, 1959.
- Berry, H., Hofmann, A.,
Cinefluorography with image intensification for observing temporomandibular
joint movements,
J. Am. dent. Assoc. 53: 517, 1956.
- Berry, H., Hofmann, A.,
Preliminary work on cinefluorography, with image intensification, in the
study of the temporomandibular joint,
Oral Surg. 10: 63, 1957.
- Berry, H., Hofmann, A.,
Cineradiographic observations of temporomandibular joint function,
J. prosthet. Dent. 9: 21, 1959.
- Beyron, H.,
Occlusal relations and mastication in australian aborigines,
Acta odontol. Scand. 22: 597, 1964.
- Campbell, M.D., Klatte, M.D., Shalowsky, R.T.,
Factors influencing image quality in cinerontgenography,
Am. J. Roentgenol. 83: 343 (1960).

Egli, U.,

Das Röntgenbild in der kiefergelenkbezüglichen Okklusionsdiagnostik,
Med. Diss. Zürich, 1969.

Ernst, D.,

Röntgenschirmbild-Kinematographie mit der Pentaflex 16,
Bild Ton 17: 154, 1967.

Gerber, A.,

Beiträge zur totalen Prothetik, I-VIII,
Quintessenz 24: FA 584-607, 1973.

Fröhlich, F.,

Zur Reproduzierbarkeit von Kiefergelenkröntgenbildern,
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 77: 611, 1967.

Hedegard, B., Lundberg, M., Wictorin, L.,

Masticatory function - a cineradiographic investigation, Part I,
Acta odontol. Scand. 25: 331, 1967 .

Hedegard, B., Lundberg, M., Wictorin, L.,

Masticatory function - a cineradiographic study, Part IV,
Acta odontol. Scand. 28: 859, 1970.

Hielscher, W.,

Zur Kiefergelenkdiagnostik auf röntgenologischem Gebiet unter Zuhilfenahme
kinematographischer Studien der kondylären Bewegungsbahnen,
Dtsch. zahnärztl. Z. 16: 1210, 1961.

Jankelson, B., Hoffman, G., Hendron, J. Jr.,

The physiology of the stomatognathic system,
J. Am. dent. Assoc. 46: 375, 1953.

Hildebrand, G.Y.,

Studies in the masticatory movements of the human lower jaw,
Scand. Arch. Physiol. 61: Suppl., 1931.

Isberg-Holm, A., Ivarsson, R.,

The movement pattern of the mandibular condyles in individuals with and
without clicking,

Dentomaxillofac. Radiol. 9: 59, 1980.

Klatsky Meyer,

Cinephotography and cinefluorography of the masticatory apparatus in function,

Am. J. Orthod. 25: 205, 1939.

Klatsky Meyer,

A cinefluorographic study of the human masticatory apparatus in function,

Am. J. orthod. 26: 664, 1940.

Koivumaa, K.K.,

Cinefluorographic analysis of the masticatory movements of the mandible,

Suom. hammaslääk.-seur. toim. 57: 306, 1961.

Kundert, M.,

Radiodiagnosis of the temporomandibular joint dysfunctions,

Medicamundi 25: 52, 1980.

Lundberg, M.,

Free movements in the temporomandibular joint,

Acta radiol. Suppl. 220, 1963.

Lundberg, M., Wictorin, L., Hedegard, P.,

Masticatory function - a cineradiographic investigation, Part II,

Acta odontol. Scand. 25, 383, 1967.

Mc Leran, J.H., Montgomery, J.C., Hale, L.M.,

A cinefluorographic analysis of the temporomandibular joint,

J. Am. dent. Assoc. 75: 1394, 1967.

Michman, J., Langer, A.,

Postinsertion changes in complete dentures,

J. prosthet. Dent. 34: 125, 1975.

Morrison, D.F.,

Multivariate statistical methods,

Mc Graw-Hill New York, 1967, S. 117.

Munz, R.F.,

Röntgenkinematographische Untersuchungen über das Verhalten totaler unterer

Prothesen in der Funktion, mit besonderer Berücksichtigung solcher, deren

Abdruck nach Munzscher Methode genommen war,

Dtsch. zahnärztl. Z. 12: 1518, 1957.

Palla, S.,

Eine Mittelwertsprojektion für Kiefergelenkaufnahmen in der schräg-lateralen Projektion,

Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 86: 1207, 1976.

Pasler, F.A.,

Zahnärztliche Radiologie,

Thieme Stuttgart, 1981.

Ross-Stromberg, W.,

A method of measuring forces of denture bases against supporting tissues,
J. prosthet. Dent. 5: 268, 1955.

Rother, U., Schubert, H., von Majewski, I.,

Möglichkeit zur Beurteilung der Lagestabilität von totalem Zahnersatz
des Unterkiefers mit Hilfe moderner röntgendiagnostischer Methoden,
Stomatol. DDR 29: 211, 1979.

Rushmer, R.F., Bark, R.S., Hendron, J.A.,

Clinical cinefluorography,

Radiology 55: 588, 1950.

Saxby, M.,

A method for serial tracings of cineradiographic films,
Radiography 35: 97, 1969.

Saxby, M.,

The analysis of cineradiographic records of movements of the temporo-
mandibular joints,

Radiography 36: 170, 1970

Saxby, M., Franks, A.,

Assessment of reliability of cineradiographic recording of temporomandibular
joint movements,

J. oral Rehabil. 3: 279, 1976.

Sheppard, I.M.,

The closing masticatory strokes,

J prosthet. Dent. 9: 946, 1959.

Sheppard, I.M.,

Anteroposterior and posteroanterior movements of the mandible and
condylar centricity during function,

J. prosthet. Dent. 12: 86, 1962.

- Sheppard, I.M., Newton, M.,
Total time of tooth contacts during mastication,
J. prosthet. Dent. 12: 460, 1962.
- Sheppard, I.M.,
Denture base dislodgment during mastication,
J. prosthet. Dent. 13: 462, 1963.
- Sheppard, I.M.,
Incisive and related movements of the mandible,
J. prosthet. Dent. 14: 898, 1964.
- Sheppard, I.M.,
The effect of extreme vertical overlap on masticatory strokes,
J. prosthet. Dent. 15: 1035, 1965.
- Smith, D.E., Kidd, W.L., Wykhuis, W.A., Phillips, L.A.,
The mobility of artificial dentures during comminution,
J. prosthet. Dent. 13: 839, 1963.
- Svoboda, Z.,
Die röntgenkinematographische Darstellung der Kieferbewegungen,
Dtsch. Zahn- Mund- Kieferheilk. 50: 215, 1968.
- Torlegard, K., Wictorin, L.,
Interior orientation of a cinerontgenographic system,
Acta Radiol. (Diagn.) 6: 372, 1962.
- van der Plaats, G.J.,
La technique d'agrandissement radiologique,
J. belge Radiol. 23: 89, 1950.
- Wictorin, L., Hedegard, B., Lundberg, M.,
Masticatory function - a cineradiographic study, Part III,
Acta odontol. Scand. 26: 213, 1968.
- Woelfel, J.B., Hickey, J.C., Allison, M.L.,
Effect of posterior tooth form on jaw and denture movement,
J. prosthet. Dent. 12: 922, 1962.

CURRICULUM VITAE

Ich wurde am 20. Juli 1953 als Sohn des Werner Stocker, Zürich, und der Irma Stocker (geb. Looser) in Zürich geboren.

Vom Frühling 1960-1966 besuchte ich die Primarschule in Zürich-Höngg.

Im Herbst 1966 trat ich in das Kollegium St. Fidelis in Stans/NW ein und bestand die Matura Typus A im Juni 1973.

Vorklinische und klinische Studien absolvierte ich an der Universität Zürich, wo ich am Zahnärztlichen Institut im Herbst 1978 mit dem Staatsexamen abschloss.

Seit Herbst 1978 arbeite ich als Assistent an der Abteilung für Prothetik I am Zahnärztlichen Institut Zürich.

